Vergleichende Untersuchungen am Phantommodell über den Einfluß verschiedener Verbindungsmittel zum Restgebiß auf das Absinken einer bilateralen unteren Freiendprothese

Erwin Hellmut Schindler

1967

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546005_0010

AUS DER PROTHETISCHEN ABTEILUNG
Ehem. Vorstand: Professor Dr. H. van THIEL
DER KLINIK FÜR ZAHN-, MUND- UND KIEFERKRANKHEITEN
DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Direktor: Professor Dr. Dr. J. HEISS

Vergleichende Untersuchungen am Phantommodell über den Einfluß verschiedener Verbindungsmittel zum Restgebiß auf das Absinken einer bilateralen unteren Freiendprothese

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Erwin Hellmut Schindler

aus Aichach

München 1967

LEIDIG-DRUCK, 8000 München - 25, Schöttlstraße 9, Tel. 772633

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Referent: Professor Dr. H. van THIEL
Dekan: Professor Dr. M. KIESE

Tag der mündlichen Prüfung: 18.7.1967

Disposition

I) Einleitung und Problemstellung

II) Literaturteil

1) Aufgaben einer partiellen Prothese
2) Kinematik der Freiendsättel, resultierend aus unterschiedlichen Resilienz von Schleimhaut und Pfeilerzähnen
3) Verbesserungen der Verbindung zwischen Sattel und Verankerungselementen
   a) Federkonstruktionen und Resilienzgelenke
   b) Sattelferne Lagerung
4) Stabilisierung der Sättel gegen Horizontal-verschiebungen

III) Eigene Untersuchungen am Phantommodell über den Einfluß verschiedener Verbindungsmittel zum Restgebiß auf das Absinken einer bilateralen unteren Freiend-prothese

1) Versuchsbeschreibung
2) Beschreibung der verwendeten Halteelemente und der mit ihnen erzielten Versuchsergebnisse

IV) Diskussion der Phantomversuche

1) Kritische Stellungnahme zu den Versuchen
2) Auswertung der Ergebnisse

V) Zusammenfassung

VI) Literaturverzeichnis

Einleitung

Statistische Untersuchungen von Löffler, Roxlau, Eichner und anderen belegten die schon lange bekannte Tatsache, daß die Unterkieferfrontzähne als letzte der Zange zum Opfer fallen. Der Prothetiker steht in einem Viertel aller zu versorgenden Fälle vor der Aufgabe, Unterkieferfreiendprothesen einzugliedern. Gerade die Lösungsversuche dieser Fälle führen sehr häufig zu Mißerfolgen.

Aus der Vielzahl der biologischen, funktionell-dynamischen und mechanischen Faktoren, die für eine erfolgreiche Lösung mit verantwortlich sind, soll in der vorliegenden Arbeit besonders der Einfluß verschiedener Verbindungsmittel zum Restgebiß auf die Funktion einer bilateralen, unteren Freiendprothese untersucht werden.

Literaturteil

Aufgaben einer partiellen Prothese

Das Ziel aller prothetischen Maßnahmen sollte die Wiederherstellung der Organfunktion des "mandibulomaxillären Apparates" (Wild) sein. Die Funktion dieses Organkomplexes gliederte Strack bei der Prägung seines Begriffs vom "harmonischen Wirkungsgefüge des Gebißsystems" in sechs Einzelfunktionen. Ein störender Eingriff in das Gefüge, zum Beispiel eine Extraktion eines Zahnes, wirkt sich als Vitium compositum auf alle Einzelfunktionen aus. Eine partielle Prothese ist demnach nicht nur "Lückenfüller" mit mastikatorischen, phonetischen und ästhetischen Aufgaben, sondern soll vor allem der Umbautendenz im durch den Schaden labil gewordenen Gebißgefüge entgegentreten.

Die partielle Prothese hat, wenn sie eine ärztliche Therapie sein soll, die vordringliche Aufgabe, das Restgebiß und den belasteten zahnlosen Kieferkamm vor schädigenden Einwirkungen zu schützen und somit auf möglichst lange Sicht funktionstüchtig zu erhalten (Singer, F.). Unzweckmäßige Konstruktionen führen einerseits zu einer beschleunigten Atrophie der Kieferkämme und damit zu jedem geläufigen Bild der abgesunkenen "Sozialprothese", andererseits zu Lockerung und Verlust der Pfeilerzähne in Folge parodontaler Fehlbelastungen.

Durch die Einschaltung des Fremdkörpers Prothese sollen nach Elbrecht senior, Rateitschak, Jung u. a. nicht nur keine schädlichen Auswirkungen auf das Restgebiß ausgelöst werden, sondern vielmehr eine Stabilisierung der Zahnreihe und Parodontoseprophylaxe erreicht werden.

Durch die Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes der Muskulatur werden schädigende Einwirkungen der Zunge und Wange auf den Alveolarkamm abgehalten. Nach van Thiel nimmt der nach der Zahnentfernung im allgemeinen breit und deutlich ausgeprägte Zahnfortsatz unter dem Einfluß der in die Breite verlagerten Zunge allmählich eine dreieckige, später spitze Form an und sinkt schließlich zu einem wesentlich verkürzten, flacheren Niveau ab. Durch die Prothese wird auch einer hypoplastischen Inaktivitätsatrophie (Fröhlich, Schmidt) vorgebeugt. Nach Rohen entspricht das so häufig zitierte Schema: auf Druck Knochenabbau, auf Zug Knochenanbau nicht den tatsächlichen Verhältnissen, da Zug und Druckspannungen gleichen Charakter haben. Nicht die Qualität, sondern die Quantität entscheidet. Pauwels schreibt in seinem Grundriß der Biomechanik der Frakturheilung: "Wo große Spannungskräfte auftreten, entsteht Knochenanbau, wo keine vorhanden sind oder sogar völlige Entlastung vorliegt, entsteht Knochenabbau." Häupl fand unter der Prothesenbelastung das

durch Knochenan- und abbauvorgänge gekennzeichnete histologische Bild, das intermittierenden Druckeinwirkungen entspricht. Er folgerte daraus, daß eine funktionelle Fehlsteuerung und Belastung, nicht aber die direkte Druckeinwirkung über Entzündungsvorgänge zur Knochenresorption führe.

Durch die prothetische Versorgung des Unterkiefers soll ein Herabwachsen von Seitenzähnen im Gegenkiefer verhindert und bei zahnlosem Oberkiefer eine Schlotterkammprophylaxe (van Thiel, Voss, Preißecker, Rehm) erreicht werden, da verhindert wird, daß Veränderungen der Kaugewohnheiten mit Verlagerung des Kauzentrums auftreten (Fröhlich).

Aus den genannten Aufgaben ergibt sich nach Spreng, daß für die Funktionstüchtigkeit des Ersatzes seine Planung in bezug auf nachfolgende Punkte entscheidend sei:

1) Schienungs- und Verankerungsvorrichtung am Restgebiß und
2) deren Verbindung mit dem Sattel
3) Gestaltung des der Schleimhaut aufgelagerten Prothesensattels
4) das harmonisch sinnvolle Einfügen der künstlichen Zähne zum Restgebiß und der individuellen Gelenkbahnführung.

Während für die beiden letztgenannten Punkte in der Literatur für den Fall der Freiendprothese weitgehend einheitliche Vorschläge zu finden sind, gehen die Meinungen der Autoren in den gerade so wichtigen ersten beiden Punkten stark auseinander.

Kinematik der Freiendsättel, resultierend aus der unterschiedlichen Resilienz von Schleimhaut und Pfeilerzähnen

Nach dem Strack'schen Bild vom "harmonischen Wirkgefüge des Gebißsystems" wirkt sich ein "Vitium compositum" immer nicht nur auf einen, sondern auf alle Einzelfunktionen aus. Umgekehrt kann demnach eine einzelne Funktion wie die Kauleistung als Kriterium für die Beurteilung des Wertes einer prothetischen Versorgung genommen werden. Da die Kauleistung bei jeder Ausweichbewegung der Prothese gemindert wird, ist es möglich, an Hand von statischen und kinematischen Berechnungen wesentliche Aussagen zu machen.

Kantorowicz beschritt als erster zur Klärung der Prothesenlagerung diesen Weg. Er vertrat die Anschauung, daß der "klinische Erfolg", der oft als Beweis für die Richtigkeit einer Konstruktion angeführt werde, nur besage, daß die Konstruktion sich in der Reaktionsbreite des betroffenen Gewebes bewegt, daß sie eine mögliche, theoretisch aber nicht unbedingt die optimale Lösung darstellt. Das wissenschaftliche Bemühen sollte aber nicht der noch möglichen Konstruktion, sondern der besten gelten. Kantorowicz ging bei seinen Berechnungen der Einsenkung der Prothese in die Schleimhaut von der Annahme aus, daß die Schleimhaut bei der Belastung dem Hooke'schen Gesetz folgt, nach dem die Deformation proportional dem Druck ist. Die ungestützte Prothese auf der Schleimhaut sei mit einem Balken auf einem elastischen Lager vergleichbar. Wird die Schleimhaut, das heißt ein elastisches Lager durch eine ungestützte Prothese belastet, so sinkt diese soweit ein, bis die im Lager durch Zusammendrückung erwachsenen Kräfte gleich dem Druck sind, den die Prothese auf die Unterlage ausübt. Die in der Schleimhaut auftretenden Gegenkräfte bilden, grafisch dargestellt, in ihrer Gesamtheit bei Mittenbelastung als Kompressionsfigur ein Rechteck. Die Resultante aller Gegenkräfte geht durch den Schwerpunkt des Rechtsecks. Da nach Kantorowicz die Belastungsgrenze der Schmerzschwelle gleichzusetzen sei, über die hinaus eine Kaudruckbelastung vom Patienten vermieden werde, sei ausschließlich die Ermittlung der Randeinsinktiefe wichtig. Dabei sei nicht ein Durchschnittswert maßgebend, sondern die Stelle der tiefsten Einsenkung, die sich immer am Prothesenrand befindet. Verschiebt sich der Belastungspunkt von der Sattelmitte in Richtung des vorderen oder hinteren Randes der Prothese, so kommt es zu Abweichungen von der parallelen Einsenkung. Die Translationsbewegung geht in eine Rotationsbewegung über, und damit ändere sich auch die Kompressionsfigur vom Rechteck über ein Trapez zum Dreieck. Der Flächeninhalt der Kompressionsfigur ist gleich der Summe der Gegenkräfte des Schleimhautlagers.

Das von Gottlieb als unlösbar bezeichnete Problem, einen Sattel teils elastisch, teils starr zu lagern, führte Kantorowicz auf das einfache Problem des auf zwei Lagern aufruhenden Balkens zurück. Ein Balken, der mit dem einen Ende auf einem Pfeiler ruht und mit dem anderen Ende auf einem

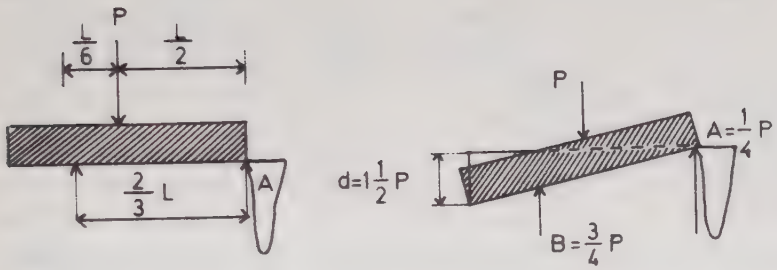

Abb. 1 Die Nachzeichnung nach Kantorowicz zeigt einen auf einer elastischen Unterlage ruhenden Balken mit dem vorderen Unterstützungspunkt A und dem im Schwerpunkt des Kompressionsdreieckes zu denkenden zweiten Lagerungspunkt B. Die bei L/2 einwirkende Kraft verteilt sich auf A und B im Verhältnis 1 : 3. Es resultiert eine distale Randeinsenkung von 1 1/2 P. (Kantorowicz, Dtsch. zahnärztl. Z. 4 (1949) 3/4)

elastischen Kissen, weist bei Mittenbelastung als Kompressionsfigur ein Dreieck auf. Die Summe der in der Schleimhaut entstehenden Gegenkräfte kann durch die Resultante im Schwerpunkt des Dreiecks ersetzt werden (Abb. 1). Der Balken ruht demnach auf zwei punktförmigen Lagern, nämlich auf einem distalen Schleimhautlager im 2/3-Punkt der Länge des Sattels und mesial auf dem Ankerzahn. Dies bedeutet nach Kantorowicz, daß die frühere Anschauung von der gleichmäßigen Druckverteilung auf Klammerzahn und

Schleimhaut ungenau und oberflächlich war, da sich bei einer Reihe von Belastungen eine Druckverteilung gar nicht einstellen könne, wie nachfolgende Tabelle 1 zeige.

TABELLE 1

		Belastung im				
		mes. Rd.	mes. 1/6Pt	mes. 1/3Pt	Sattel-mitte	dist. 1/3Pt
elast. gelag.	mes. R.E.		4	2	1	0
Prothese	dist. R.E.	0	0	0	1	2
mes. aufgest.	mes. R.E.	0	0	0	0	0
Prothese	dist. R.E.	0	1/2	1	1 1/2	2

Bei Belastung im distalen Drittel verhält sich der abgestützte Sattel genauso wie der elastisch gelagerte. Der mesiale Rand hebt sich von der Schleimhautunterlage ab. Dies kann durch eine Zugklammer verhindert werden, wodurch wiederum am distalen Sattelrand die Einsenkung von 4 P auf 2 1/2 P vermindert wird. Der positive Einfluß voll wirksamer Zugklammern zeigt sich nach Kantorowicz noch deutlicher, wenn man statt nur eines Sattels beide betrachtet. Wird das Ende des einen Sattels einer doppelseitigen, mesial verklammerten, abgestützten Freiendprothese durch die Kaukraft belastet, so überträgt sich die Hälfte der Kraft auf den anderen Sattel, respektiv die darunter liegende Schleimhaut. Die Randeinsenkung ist deshalb nur halb so groß wie bei einem einseitigen Sattel. Der Klammerzahn wird auf der Kauseite mit Druck, auf der Balanceseite mit Zug belastet.

Diese grundlegenden Berechnungen führten zu verschiedenen gegensätzlichen Folgerungen in bezug auf die praktische Anwendung und Weiterentwicklung. Kantorowicz selbst gibt, ausgehend von der Annahme, daß beim Kauakt weniger eine punktförmige als eine flächenhafte Belastung vorliege, die einer Mittenbelastung nahe komme, der schleimhautgetragenen Prothese wegen der günstigeren Werte bei Mittenbelastung gegenüber der starr abgestützten den Vorzug. Die Belastungsverhältnisse im mesialen Drittel des Sattels verdienen nach Conrad wesentlich mehr Aufmerksamkeit, als dies bei Kantorowicz geschah. Denn in der Praxis zeigte sich (Reichenbach), daß beim Absinken elastisch gelagerter Prothesen gerade der mesiale Rand in der überwiegenden Mehrzahl der Fälle am stärksten absinkt. Ein Vergleich der Werte der starren und der elastischen Lagerung ergibt, daß mit Ausnahme

der Sattelmitte alle Werte bei starrer Abstützung günstiger liegen (Conrad).

Conod, Strack und Voss sprechen von einem Belastungstal zwischen Restgebiß und Prothesensattel. Die Konzentration des Kaugeschehens und damit die Belastung des Sattels resultiert aus der Stellung der eigenen Zähne und der Gegenzahnreihe. Nach Strack entscheidet dieser Umstand über die Möglichkeit der Anwendung der schleimhautgetragenen Prothese. Bei Mittenbelastung vermag ein Prothesensattel ca. 18 kg (Kantorowicz) zu tragen, wie sich aus der Belastbarkeit der Schleimhaut und der projezierten Unterfläche einer Prothese errechnen läßt. Bei Randbelastung aber kommt es zum Kippen und Einsinken der Prothese in die Schleimhaut. Bei Anwendung von Auflegern und Scharnieren entsteht ein gleichmäßiger Übergang der Belastbarkeit vom Restgebiß zum Prothesensattel. Wenn entsprechend der Forderung von Kantorowicz die Basis nach distal erweitert wird und das distale Drittel frei von Zähnen bleibt, entsteht die dritte Kurve, da die Sattelmitte nach distal verschoben und daher die nutzbare Fläche größer geworden ist (Strack) (Abb. 2).

Conod vergleicht die Prothese auf der Schleimhautunterlage nicht mehr wie Kantorowicz mit einem schwimmenden Körper in Wasser. Er geht davon aus, daß die komprimierbare Schleimhaut eine harte Knochenunterlage überdeckt und somit keine Einsenkungsfreiheit besteht. Die Einsinktiefe ist nicht proportional der angewandten Kraft wie beim Schwimmkörper, sondern nähert sich einem endlichen Wert. Dies hat zur Folge, daß die Hypothenuse des Reaktionsdreieckes eines schräg einsinkenden Sattels eine Kurve beschreibt gegenüber einer Geraden bei Kantorowicz. Mit der Verkleinerung der Fläche der Kompressionsfigur verschiebt sich der Schwerpunkt endwärts. Die Tragfähigkeit steigt.

Diese theoretischen Überlegungen konnte Körber, E. durch Versuche bestätigen, die mit ganzen Gaumenplatten, also breitflächigen Auflagen, gemacht wurden. Die früheren Angaben in der Literatur über die Größe der Schleimhautresilienz, gemessen mit kleinflächigen Federstempeln (Schwarz, Belger, Kantorowicz, Pfeiffer, Bonyhard, Spreng u. a.) gehen stark auseinander (0,3 bis 2,0 mm). Dies hat nach Uhlig zum Teil methodische Gründe, zum Teil ließ aber die Definition dessen, was es zu messen galt, an Genauigkeit zu wünschen übrig. Körber und Schreiber verwenden dem Vorschlag Uhlig's folgend an Stelle des zu Mißverständnissen Anlaß gebenden Begriffs des Kaudrucks die in vivo klar zu definierende Kaukraft. Bei dem Einsinken von Prothesen in die Schleimhaut handelt es sich nicht um eine lineare Beziehung nach dem Hooke'schen Gesetz, wie Kantorowicz und später Uhlig bei der

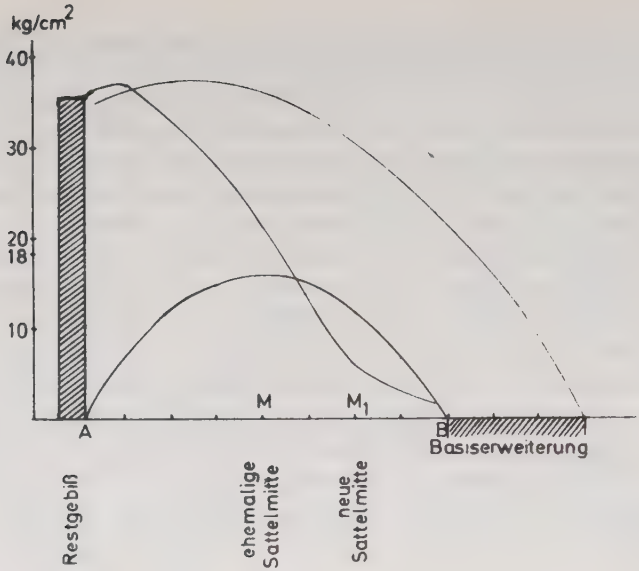

Abb. 2 Belastungsdiagramm einer durch starre Auflage oder Scharnier mit dem Restgebiß verbundenen Prothese in Vergleich gesetzt zur rein schleimhautgetragenen Prothese. Die dritte Kurve entspricht der Belastbarkeit einer durch starre Auflage gestützten Prothese bei gleichzeitiger Basiserweiterung über das trigonum retromolare hinaus. Die Sattelmitte ist im Gegensatz zu den beiden anderen Kurven nach distal verschoben und damit ist die nutzbare Fläche größer geworden. (Nachzeichnung nach Strack, Dtsch. zahnärztl. Z. 8 (1953) 11/12/13)

Prägung des Begriffs der "Spontankompressibilität" (Flüssigkeitsverdrängung aus Maschen) als Hilfsgedanken annahmen, sondern die Kurven nähern sich asymptotisch einem endlichen Wert. Das entspricht elastischen Körpern, die einer festen Unterlage aufliegen, weil die Kraft um so größer wird, je näher wir dieser Unterlage kommen. Aus vergleichenden Modellversuchen ergibt sich, daß für die Tragfähigkeit elastischer Körper nicht die einfachen linearen Beziehungen gelten, sondern Kurvenabweichungen entstehen, einmal durch die feste Unterlage, zum anderen durch den Einfluß des Umfanges bzw. des

Randes der belasteten Körper. Wie bedeutsam für die Belastungsfähigkeit einer Fläche auf einer elastischen Unterlage der Umfang ist, zeigt nachfolgende Tabelle von E. Körber. Flächengleiche, aber verschieden geformte Körper, trugen bei gleicher Einsinktiefe von 5 mm folgende Belastungen:

TABELLE 2

Form	Belastung	Fläche	Umfang
Kreis	400 g	16 cm^2	14 cm
Quadrat	450 g	-"-	16 cm
Dreieck	500 g	-"-	19 cm
Stab	600 g	-"-	34 cm

Als Hauptargument gegen die starre Verankerung wurde immer wieder angeführt, daß diese "ungleiche, physikalisch unhaltbare" Lagerung (Gottlieb, Beat Müller) zu Drehkippungen der Ankerzähne führen müsse. K. Fischer setzte sich damit an Hand einer theoretischen Überlegung auseinander, die durch in vivo Versuche von Mühlemann, Rehm und K. Körber völlig bestätigt wurde.

Rehm und seine Mitarbeiter analysierten die Bewegungsvorgänge an einem Stützzahn bei Kaubelastung. Zu diesem Zweck wurden die Restzähne zur Gewinnung eines ruhenden Bezugspunktes mit einer torsionsfreien Schiene zusammengefaßt. Die Auslenkung erfolgte mit einem elektrischen Kraftgeber und wurde in Abhängigkeit von der einwirkenden Kraft registriert. Sie konnten zeigen, daß sich der Bewegungsablauf in Teilstücke aufgliedern läßt (Abb. 3). Der exponentielle Anfangsteil der Kurve stellt die physiologische, periodontale Beweglichkeit, gleichbedeutend mit dem Zusammenhang zwischen Auslenkung und Kraft durch die hydrostatischen Wirkungsmechanismen des periodontalen Gefäßsystems und dem Übergang der gewellten Periodontalfasern in die gestraffte Belastungsform dar. Da nach Häupl die Periodontalfaser nur eine Dehnbarkeit von 1 - 2 µ aufweist, muß der lineare, dem Hooke'schen Gesetz entsprechende Teil der Kurve durch die elastische Deformation des Zahnes durch Biegung in seiner Längsachse zustande kommen. Bei der analogen Versuchsanordnung für die periodontale Intrusionsbewegung und Stauchung des Zahnes ergab sich bei der maximalen Belastung von 1200 g ein Weg von 70 x 10^{-3} mm.

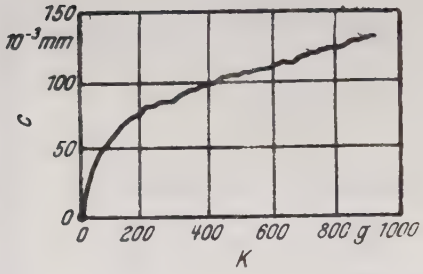

Abb. 3 Aufzeichnung der distalen Auslenkung eines unteren Prämolaren als Funktion horizontaler Krafteinwirkung. (Aus Rehm, E. Körber und K. H. Körber, Dtsch. zahnärztl. Z.)

E. Körber errechnet bei einer Schleimhautresilienz von 0,3 mm, von der die Intrusion von 0,07 mm abzuziehen ist, und einer Sattellänge von 40 mm unter Berücksichtigung des im unteren Wurzeldrittels angenommenen Drehpunktes (Häupl, Eschler, Marxkors u. a.) für die funktionelle horizontale Distalbewegung eines Ankerzahnes 100 µ. Dem steht eine physiologisch mögliche Zahnbeweglichkeit von etwa 150 µ gegenüber. Wird der Prothesensattel um die Hälfte verkürzt, so erhöht sich der Ausschlag auf das Doppelte. Nach R. Fischer zeigt dies, daß, je länger der Lastarm des Freiendsattels ist, desto geringer ist die Kippbewegung des Pfeilerzahnes bei starrer Verankerung. Scharniergelenke seien demnach nur für kurze Freiendsättel, wie zum Beispiel für den Ersatz der beiden Molaren, angezeigt.

Verbesserungen der Verbindung zwischen Sattel und Verankerungselementen

a) Federkonstruktionen und Resilienzgelenke

Ausgehend von der Idee einer Lastverteilung zur Vermeidung einer übermäßigen Beanspruchung der Pfeilerzähne, führte Hromatka die statischen Berechnungen für federnd abgestützte Prothesensättel dort, wobei, wie bei Kantorowicz, Strack und Conod, die vertikalen Kaudruckkräfte, nicht aber die horizontalen Schubkräfte, berücksichtigt werden. Er unterscheidet zwei Arten der federnd abstützenden Klammern: Die horizontal gerade verlaufende Feder mit Abstützung in der Sattelmitte und die Feder am Sattelrand mittels einer halbkreisförmigen rückläufigen Federführung. Die Berechnungen zeigen, daß bei einer geraden Federanordnung der Sattel in der Funktion ständig Schaukelbewegungen vollführt, wobei die Stelle der Verbindung zwischen Klammerstiel und Basis dem zentralen Aufhängungspunkt eines Waagebalkens vergleichbar ist. Daraus resultiert nach Hromatka auch die doppelte Verbiegung einer geraden Feder, die sich immer einzustellen pflegt und nicht aus einer zu sich selbst parallelen Satteleinsenkung.

Hromatka führte die Berechnungen der Bewegung des Sattelrandes wie folgt durch: Die Eindringtiefe ergibt sich aus der Bedingung, daß im Gleichgewicht das gesamte Drehmoment um den Stützpunkt verschwinden muß. Bezeichnet wird die Länge des Sattels mit L, die Entfernung von Aufbißpunkt zum Stützpunkt mit L_1, die Aufbißkraft mit P und die Einsinktiefe am Rand mit d, die Federhärte mit Ef und die Einwinktiefe bei der Feder mit df. Die Bedingung, daß die Kraft von Feder und Zahnfleisch gleich der Aufbißkraft sein muß, ergibt folgende Gleichung:

$$P = Ef \cdot df + \int_0^L E \, dx \, (df + ax)$$

E ist der Elastizitätsmodul des Zahnfleisches, so daß die Kraft des Zahnfleisches pro Längeneinheit gleich E mal Einsinktiefe ist. a ist der Neigungswinkel der Prothese und ist definiert durch d = df + al. Das Verschwinden des Gesamtdrehmomentes liefert eine zweite Gleichung:

$$Ef \cdot df \cdot L_1 + E \int_0^L dx \, (df + ax) \, (L_1 - x) = 0$$

Wählen wir die Kraft P so, daß bei Aufbiß in der Mitte der Sattel um die Längeneinheit P = EL einsinkt, dann erhalten wir aus diesen Gleichungen:

$$df = \frac{2/3 - L1/L}{(1 + b)\ 2/3 - 1/2} \qquad \text{und} \qquad aL = \frac{2^{L1/L}(1 + b) - 1}{(1 + b)\ 2/3 - 1/2}$$

b ist das Verhältnis der Federhärte zur entsprechenden Härte des gesamten wirksamen Zahnfleisches, b = Ef/EL. Wählen wir dieses Verhältnis etwa gleich 1/2, das heißt die Feder ist so hart wie das Zahnfleisch unter der halben Sattellänge, dann erhalten wir für die Einsinktiefe aus obigen Gleichungen:

$$df = 2\,(2/3 - {}^{L1/L}) \qquad \text{und} \qquad d = -2/3 + 4\,{}^{L1/L}$$

Dies ergibt:

TABELLE 3

Belastung am	Einsenkung am mes. R.	dist. R.	Einsenkung am dist. R. einer starr abgest. P.
mes. Rand	4/3	- 2/3	0
mes. 2/3 P.	2/3	2/3	1
Mitte	1/3	1 1/3	1 1/2
dist. 2/3 P.	0	2	2
dist. 1/6 P.	- 1/3	2 1/3	2 1/2
dist. Rand	- 2/3	3 1/3	3

Hromatka führte seine vergleichenden Berechnungen im Hinblick auf die Lastverteilung auf Stützzahn und Basis noch weiter aus und kam zu dem Ergebnis, daß die Zahnbelastung der starren gegenüber der federnden Abstützung in einem Zahlenverhältnis von 1 : 2/3 stehe. Er bezeichnet daher die federnde Abstützung, wobei die Federanordnung am vorderen Sattelrand gelegen sein müsse, als die optimale Lagerungsform.

Koller versuchte Hromatka's Theorie von der Lastverteilung mittels Ringfedern von 7 mm innerer Lichte zu verwirklichen. Die Federwirkung ist durch die Dicke des verwendeten Drahtes variabel. Er bestimmt mit einem Kaudruckmesser die Tragfähigkeit der Pfeilerzähne und die Nachgiebigkeit des

Weichgewebes mit einer alten Prothese oder einem Provisorium. Koller will nun an Hand seiner Tabellen der Federwerte den für den jeweils vorliegenden klinischen Fall richtigen Drahtdurchmesser ausgewählt wissen. Nach seinen Messungen ist die Elastizitätsgrenze einer Ringfeder aus einer Gold-Platin Legierung speziell für Klammerdraht bei einem Durchmesser von 0,9 mm, bei 1900 g und einem Federweg von 1,5 mm erreicht. Bei einem Durchmesser von 1,4 mm liegt die E-Grenze bei 8000 g und 1,2 mm Federweg.

Da bei einer durchschnittlichen Resilienzgröße von 0,3 mm, wie sie die neueren Messungen ergaben, die genannten Ringfedern von Koller nur einer Kraft von 300 - 1400 g auf den Zahn übertragen, hält es Strack für absurd, von einer Lastverteilung von 2/3 zu 1/3 sprechen zu wollen. Vielmehr könne die manchmal über Jahre bestehenbleibende Niveaugleichheit von durch Federn belasteten Einzelzähnen nur durch die leichten funktionellen Reize erklärt werden, die das Restgebiß treffen und ausreichen, um es in seiner Lage zu halten. Der Kaudruck werde bei diesen Konstruktionen einzig und allein vom Alveolarfortsatz und der deckenden Schleimhaut aufgenommen.

Rehberg, Strack, van Thiel und Eichner nahmen auf Grund ihrer Ergebnisse von Federberechnungen und Messungen zu den Federkonstruktionen kritisch Stellung. Aufschluß über die Wirkung von Klammerelementen gibt nachfolgende Formel, die für die Durchbiegung einer einseitig eingespannten Feder gilt. Unter d ist die Durchbiegung des Drahtes mit der Länge l, unter D sein Durchmesser, unter P die einwirkende Kraft und E der Elastizitätsmodul zu verstehen.

Der E-Modul, der definiert ist als der Kehrwert der Dehnungsgröße, beträgt bei Edelmetallegierungen (Gold-Platin Legierung, Silber-Palladium Legierungen) $9,5 \times 10^{-3}$ kg/mm^2 und bei Chrom-Nickel Stählen, Cr/Co/Mo-Legierungen, Ni/Cr/Co-Legierungen 19×10^{3} kg/mm^2.

$$d = \frac{6\ 4}{3\ E\ \pi} \cdot \frac{P\ l^3}{D^4}$$

Diese Formel für eine gerade Feder zeigt, daß die Durchbiegung zur einwirkenden Kraft einfach proportional ist, zur Länge in der dritten Potenz proportional und zum Durchmesser in der vierten Potenz umgekehrt proportional. Eichner, der die Kraftübertragung von Wipla-Klammern des Durchmessers von 1 mm auf den Zahn mit dem Klammermeßbrett von Fehr untersuchte, fand für die Einbogenklammer 1,75 kg, für die Zweibogenklammer 0,255 kg und für die Dreibogenklammer 0.08 kg. Verwenden wir statt eines

1 mm starken Drahtes einen 0,9 mm starken, so überträgt die Feder nur 65 % und bei einem 0,8 mm starken nur 40 % der früheren Kraft. Edelmetalldrähte sind auf Grund des nur halb so großen E-Moduls um 0,1 bis 0,2 mm stärker zu dimensionieren, um die gleiche Wirkung wie Stähle zu erzielen. Für Federn anderer Form, vor allem bei horizontaler Lage ergeben sich Abweichungen, weil es neben einer Biegung auch zu einer Torsion des Drahtes kommt und sich dabei der unterschiedliche Torsionsmodul mit auswirkt. Für zahnärztliche Goldlegierungen beträgt dieser nach Brinkmann aus Strack zwischen 2625 und 4410 kg/cm^2. Als Formel für die ringförmige Feder, wie sie Koller angab und sie in ähnlicher Form in den Resilienzgelenken von B. Müller Verwendung findet, ergibt sich

$$a = \frac{P \cdot 1 \cdot D \cdot 57,5}{E \cdot \theta}$$

Der Aufbiegewinkel a dient als Maß für den Widerstand. Daraus läßt sich errechnen, daß die Belastungsgrenze im Beat-Müller Gelenk bei 1,5 kg erreicht ist.

Ein anderer bedeutsamer Gesichtspunkt, auf den Strack und van Thiel mehrfach hingewiesen haben, ist die Bruchgefahr von kurzen Federn bei Dauerbiegebeanspruchung. Die Biegespannung einer Feder mit rundem Querschnitt ist

$$\sigma = \frac{3 \cdot E \cdot D \cdot d}{2 \cdot L^2}$$

Die Spannung ändert sich also mit dem Quadrat der Länge L.

Eine gerade, einseitig eingespannte, runde Feder vom Durchmesser D = 1 mm, der Auslenkung d = 0,5 mm weist bei einer Länge L = 1 cm eine Spannung von 142,5 kg/mm^2, bei einer Länge L = 3 cm nur eine Biegespannung von 16 kg/mm^2 auf. Da die Fließgrenze des Materials bei ca. 70 kg/mm^2 liegt, ist der erste Draht, wenn er nicht gar bricht, sicher als verbogen anzusprechen. Der zweite Draht wird, wie aus der Wöhler-Kurve ersichtlich, die Dauerbeanspruchung auf lange Zeit aushalten. Die abgebildete Wöhler-Kurve zeigt für V_2-A-Stahl die Abhängigkeit von Biegezahl zu Biegespannung.

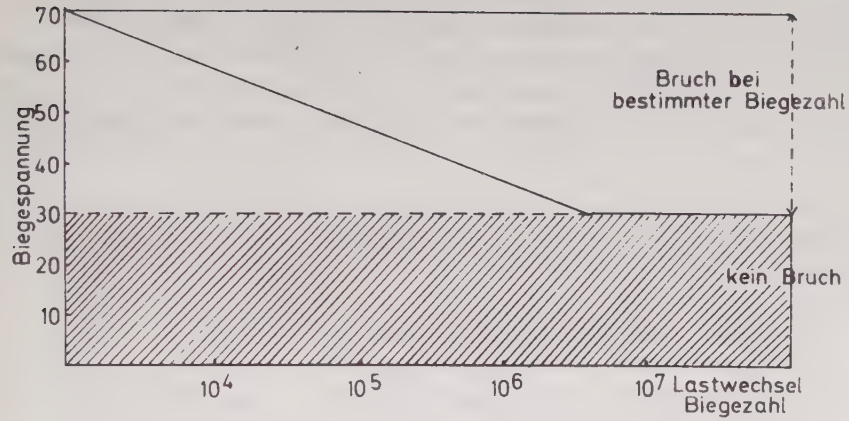

Abb. 4 Wöhler-Kurve für V_2A-Stahl (Nachzeichnung nach Strack, Dtsch. zahnärztl. Z. 7 (1952) 17/18)

Die vorangegangene Darstellung zeigt nach van Thiel, daß die von uns für Federkonstruktionen verwendeten Drähte im Munde unter der Dauerwechselbeanspruchung nicht die diesen Konstruktionen zugedachte Aufgabe erfüllen können. Der verformte Draht kann im Gegenteil zu einer verstärkten Belastung der Schleimhaut führen, wie die Untersuchungen von Reichenbach und Kirchner zeigen. Umgekehrt ergibt die Berechnung, daß ein Draht bei einer Belastung von 10 kg, die als durchschnittlicher Wert bei Schwellbelastung während des Kauvorganges zugrunde gelegt werden kann, und einer Länge von 25 mm einen Durchmesser von 3,17 mm haben muß, wenn man einen Resilienzweg von 0,5 mm zugrunde legt und die Spannung von 7850 kg/cm^2 noch in Frage kommt. Daraus ergibt sich einerseits (nach van Thiel), daß die federnd abgestützten Freiendkonstruktionen und die Resilienzgelenke praktisch gingivale Lagerungen darstellen. Andererseits dürfen die unter dem Begriff der starren Lagerung zusammengefaßten Konstruktionen keineswegs als absolut starr aufgefaßt werden. Alle von uns im Munde benutzten Materialien weisen eine bestimmte Durchbiegungsfähigkeit auf und stellen damit technisch gesehen Federn dar.

Suvin und Dobrenic fanden bei ihren experimentellen Untersuchungen an einem Unterzungenbügel aus Wipla-Stahl, der ein ovales Profil von 1,5 x 2,94 mm besaß, bei einer freien Länge von 1,7 cm und einer Belastung von 9,5 kg eine

Durchbiegung um 1,13 mm. Messungen von Eichner (Abb. 5) an gegossenen, sattelfern gelagerten Unterkiefer-Freiendprothesen ergaben bei einer Resilienz von 0,5 mm ein ähnliches Bild. Für ein anteriores Restgebiß $\overline{4/4}$ wurden drei Modellgußprothesen aus den Testwerkstoffen Remanit G fh, Degulor M und MO hergestellt. Die Gerüste sind gleich dimensioniert. Die Messungen der 5 Sattelpunkte zeigen ein dem Elastizitätsmodul evident entsprechendes Ergebnis

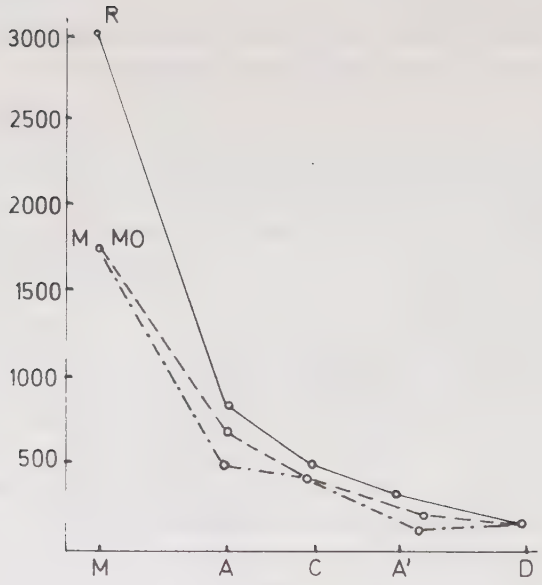

Abb. 5 Belastungsdiagramme von Unterkieferfreiendgerüsten aus Degulor M (punktiert), Degulor MO (gestrichelt) und Remanit G fh. M bedeutet Belastung am mesialen

Sattelrand, A bei 1/3, C bei 1/2, A' bei 2/3 der Sattellänge und D Belastung am distalen Sattelrand. (Nachzeichnung nach Eichner, Dtsch. zahnärztl. Z. 19 (1964) 7)

b) Sattelferne Lagerung

Bereits Kantorowicz hat, auf Grund seiner günstigeren Werte der Randeinsenkung bei Mittenbelastung der elastisch gelagerten Prothese im Vergleich zur sattelnahen Abstützung, sich mit der Frage der mesialwärts verlagerten Abstützung, der sattelfernen Lagerung befaßt, die Thielemann in seinen "Grund- und Leitsätzen für die abgestützte Prothese" schon 1935 ausführlich begründete. Thielemann forderte bei einseitiger Lage der Sattelteile zur Haltelinie eine satteloffene Klammeranlage. Diese Anordnung gewährleistet, daß der Sattel sich unabhängig vom Belastungspunkt immer wenigstens annäherungsweise parallel zu sich selbst einsenkt. Veranschaulicht werden kann dieser Vorgang nach Strack am besten am Beispiel

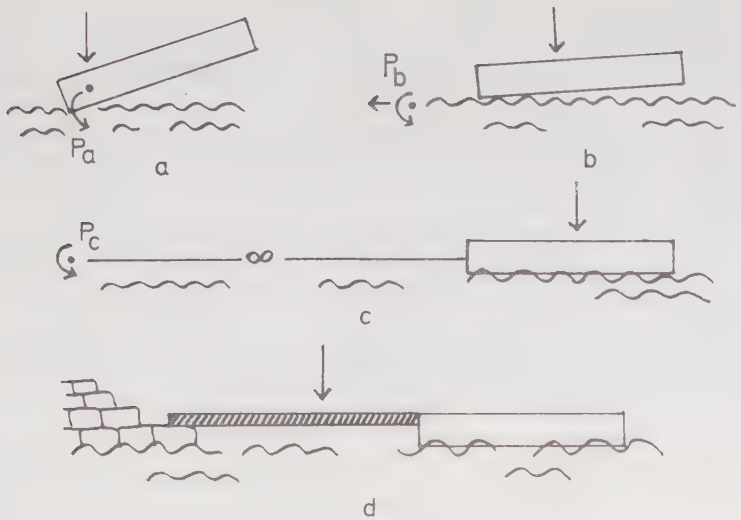

Abb. 6 Wandert der Kraftangriff an dem Schwimmkörper von der Position a in die Position c, so geht die Rotationsbewegung in eine reine Translation über, da der veränderliche Pol P gegen Unendlich geht. Eine Verbindung

mit einer festen Unterlage mit einem Balken bedingt unabhängig vom Belastungsangriff immer eine Translation (Nachzeichnung von Strack, zahnärztl. Rdsch. 73 (1964) 9)

eines Bootes. Nehmen wir eine Person, die sich von der Position a in die Position c begibt, so zeigt die Kinematik, daß eine Rotationsbewegung um den veränderlichen Pol P erfolgt und dieser bei c gegen Unendlich geht, was eine reine Translation des Bootes in die Wasseroberfläche mit sich bringt. Verbindet man das Boot mit einem Balken mit einer festen Unterlage, zum Beispiel dem Festland, so erfolgt unabhängig vom Belastungsangriff immer eine reine Translation.

Die guten klinischen Erfahrungen mit sattelfern gelagerten, starr abgestützten Prothesen, von denen Voss, Hupfauf, Windecker und F. Singer in ihren Nachuntersuchungen berichten, beruhen auf zwei Faktoren:

1. auf der bereits dargestellten vorteilhaften Veränderung der Kinematik des Prothesensattels, die sich aus der Materialverlagerung der Auflage ergibt. Kuck und Windecker registrierten bei der sattelfernen Abstützung um 26 % höhere Werte als bei sattelnaher Lagerung.

2. auf der im vorangehenden Abschnitt dargestellten Federung der Abstützelemente, die den tatsächlichen Werten nach am ehesten dem Rechnungsansatz Hromatka's entspricht. Van Thiel schreibt bei der Zusammenfassung der Ergebnisse seiner Belastungsversuche von Freiendprothesen am Patienten: "Die sogenannte Schienenprothese zeigt, je nach dem wie stark die Tragzonen, das heißt die totale Prothese des Oberkiefers nachgeben, eine mehr oder weniger elastische Nachgiebigkeit, wobei wohl in erster Linie die Elastizität der Verankerung der Schiene hinter den eigenen Zähnen, also beim Übergang in den Kauansatz, entscheidend ist." Die Verbindungsstege zwischen Käppchen und Sublingualbügel sind nach den spannungsoptischen Festigkeitsuntersuchungen von Klötzer der Ort mit den höchsten Materialspannungen.

Stabilisierung der Sättel gegen Horizontalverschiebungen

Alle bisherigen Betrachtungen berücksichtigten nur die vertikalen Kaukräfte, nicht aber die horizontalen Schubkräfte, deren Ausschaltung zur Stabilisierung der Prothese gegen Lateralverschiebungen nötig ist. Die Seitenführungskräfte, die von der Schleimhaut-Knochen-Unterlage entwickelt werden, hängen von der Form des Kieferkammes ab. K. Fischer stellte dies in Anlehnung an Conod an Hand folgender Überlegung dar: Bei einem im Querschnitt halbrunden Kieferkamm erfolgt die Kompression der Schleimhaut unter Kaubelastung nur in einem schmalen, in der Mitte gelegenen Kammbezirk, die seitlichen Anteile werden nicht komprimiert. Bei der zur Aufspaltung der Nahrung erforderlichen seitlichen Bewegung der Zahnreihen gegeneinander verschiebt sich die Prothese auf Grund der verbliebenen Schleimhautresilienz bis zur Kompression der seitlichen Bezirke des Alveolarkammes. Es erfolgt eine funktionell ungünstige Scheuerbewegung. Ganz anders bei dachförmigem Kieferkamm. Durch die vertikale Kaubewegung wird die ganze Schleimhautbedeckung des Kammes bereits komprimiert, so daß keine Lateralverschiebung der Prothese mehr erfolgen kann. Aber nicht nur bei der Reibebewegung, sondern auch durch die lateral gerichtete Zungenkraft auf die Prothesensättel kann es während der Öffnungsbewegung zu Überlastungen kommen. Bei der Funktion wird die Prothese durch die Speisen an der Basis leichtfügig angehoben. Es ist nötig zur Erreichung eines statischen Zustandes, der Voraussetzung für ein Gleichgewicht in den Umbauvorgängen des Knochens ist, einen Teil der angreifenden Kräfte auf das Restgebiß zu übertragen. Dies bedeutet für die Planung, daß nur exakt führende Klammern, nach Conod besser Präzisionsgeschiebe oder Scharniergelenke, ohne transversale Freiheit Verwendung finden sollten. Preißecker schreibt: "Alle Zahnersatzstücke, die im Mundraum wackeln, führen unweigerlich zu einer Knochenatrophie bzw. zu Zahnfleischentzündungen und Hypertrophie. Jede Prothese sollte, wie es ja auch vom Patienten gewünscht und am angenehmsten empfunden wird, eisern fest sitzen." Dies birgt aber gleichzeitig die Forderung nach einer Schienung des Restgebisses und Stabilisierung der Sättel durch Transversalbügel in sich. Preißecker hält Schienen, wie zum Beispiel die Elbrecht-Schienen, die Greiferschienen, bei denen die Zähne nur in der Horizontalen geschient werden, für vollkommen genügend, da der vertikale Kaudruck, der bei diesen Schienen jeden einzelnen Zahn weiterhin trifft, keinen Schaden anrichte.

Nach Rateitschak ist es mit halbstarren, einfach verankerten (Vest) Eingußkappen oder Krallenschienen nur bei pathologisch gelockerten Zähnen möglich, eine leichte Beweglichkeitsreduktion von 10 % im Laufe von 2 Jahren

zu erreichen. Bei nicht gelockerten Zähnen ergibt sich im Gegensatz dazu innerhalb der ersten zwei Monate eine Beweglichkeitszunahme von ungefähr 15 %, die im Laufe von 2 Jahren wieder absinkt, ohne jedoch die Ausgangswerte zu erreichen. Nach Rateitschak scheint dies deutlich zu zeigen, daß relativ feste Zähne durch solche Schienen traumatisiert werden, sei es nun durch die Wirkung von Klammern, die ihren Halt durch Einschnappen unter den Kronenäquator finden oder durch kleine Paßungenauigkeiten. Egli, der von einer Schienung die Immobilisierung einzelner gelockerter Zähne oder Zahngruppen und wenn möglich eine Versteifung des ganzen Zahnbogens erwartet, bewertet eine abnehmbare Krallen- und Klammerschiene nicht mehr als vollkommen starr, sondern als labile Schienung. Eine Verankerung durch Teleskopkronen oder Verschraubung ist als vollkommen starr, stabil anzusprechen. Nach Egli und Rotzler ist es möglich, durch transversale Versteifung mit einem stabil verankerten Bügel eine Reduktion der Werte der Zahnbeweglichkeit um 71 % zu erreichen. Diese Werte liegen in der Nähe der sogenannten A-Werte, das sind die Minimalwerte nach Wüst und Rateitschak. Damit ergibt sich die Frage, ob es sinnvoll ist, die Beweglichkeit soweit einzuschränken, daß sie unter den physiologischen Durchschnittswerten liegt. Nach der Meinung von Egli und seinem Mitarbeiter Rotzler scheint das Minimum an Beweglichkeit, die sogenannten A-Werte, als Stimulans oder funktioneller Reiz auszureichen. Eine physiologische Beweglichkeit bleibt ungewollt immer erhalten. Egli redet einer möglichst starren Versteifung des Gebisses das Wort, da so die Funktionstüchtigkeit länger zu erhalten sei als dies bei halbstarren, einfach verankerten Krallen- oder Einstückgußschienen der verschiedenen Systeme der Fall ist.

Als Ausdruck einer sicheren Führung vergrößern sich die funktionellen Lateralbewegungen, die der Patient unbewußt während des Kauaktes ausführt. Windecker registrierte bei seinen Messungen des Kaukraftaufnahmevermögens bei Prothesen auch diese Lateralbewegungen. Er fand bei sattelfern abgestützten Prothesen eine um 15 % größere transversale (laterale) Bewegung des Unterkiefers als bei gingival getragenen Prothesen.

Eigene Untersuchungen am Phantommodell

Die in der Literatur dargestellten statisch-kinematischen Überlegungen und Nachuntersuchungen ergaben, daß die starre Lagerung für die überwiegende Mehrzahl der Okklusionsfälle als die Form der Wahl zu betrachten ist. In den nachfolgenden Versuchen wurde mit einer elektrisch-photografischen Registriermethode das kinematische Verhalten von Unterkieferfreiendprothesen dargestellt. Entsprechend der Zielsetzung war es das Bestreben dieser Arbeit, den Einfluß verschiedener starrer Verbindungsmittel zum Restgebiß auf das Absinken der Versuchsprothesen zu differenzieren. Da es schwierig ist, im Munde eines Patienten gleiche Versuchsbedingungen für eine größere Anzahl Prothesen zu realisieren, wurden die vergleichenden Untersuchungen auf einem Phantommodell durchgeführt.

Versuchsbeschreibung

Modell:
Es wurde ein Unterkiefermodell aus Silicongummi (1) mit einer Teilbezahnung $\overline{4321/1234}$ verwendet, das von einem Palavit-M Sockel gefaßt war. Die Zähne (2) des anterioren Restgebisses besitzen auf dem Modell in axialer Richtung eine geringfügige Bewegungsfreiheit (ca. 0,2 mm).

Versuchsprothesen (Abb. 7):
Die Sättel der Unterkieferprothese aus Paladon waren ähnlich einer Bißschablone gestaltet, die je drei Belastungspunkte (1, 2, 3) in Form von eingeschliffenen Rillen mit zentraler Vertiefung trugen. Die Belastung der Prothese erfolgte durch mit Gewichten beschwerte Bügel, die in die obengenannten Rillen eingehängt wurden. Vier mit Paladur im Parallelometer vertikal in die Prothese eingesetzte Gewindehülsen dienten zur Befestigung einer ovalen Plexiglasplatte mit zentraler Bohrung. Die Verankerungselemente für die einzelnen Versuche wurden mit Paladur immer in die gleiche Prothese eingesetzt bzw. ausgetauscht.

---

(1) Silicongummi No. 56 der Wackerchemie/München unter Zusatz von 2 % Härter T im Vakuum gegossen

(2) Frasacozähne

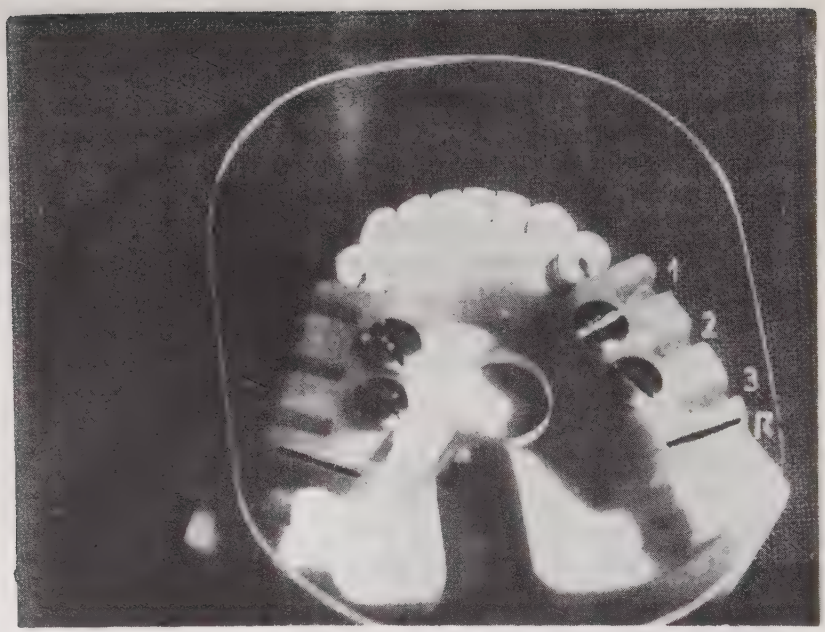

Abb. 7 Versuchsprothese mit E-Klammern um $\overline{4\ /\ 4}$ und aufgeschraubter Plexiglasplatte

Versuchseinrichtung:

Für die Versuche am Phantommodell diente die von Stimmelmayr in seiner Dissertation angegebene Versuchseinrichtung, die entsprechend den neuen Bedingungen geringfügig abgeändert wurde (Abb. 8).
Beschreibung: Die Schrägstellung der Plexiglasplatte (P) bei Belastung des Prüfkörpers wird mit dem Taster (T) abgenommen, der an dem Vierkantrohr (V) rechtwinklig angelötet ist. Das Rohr ragt durch die zentrale Bohrung der Plexiglasplatte und ist in vertikaler Richtung frei beweglich auf die Achse eines Elektromotors (E) aufgeschoben. Der Taster überträgt mittels einer Hebelübersetzung (4,75 : 1) die während einer Umdrehung der Achse

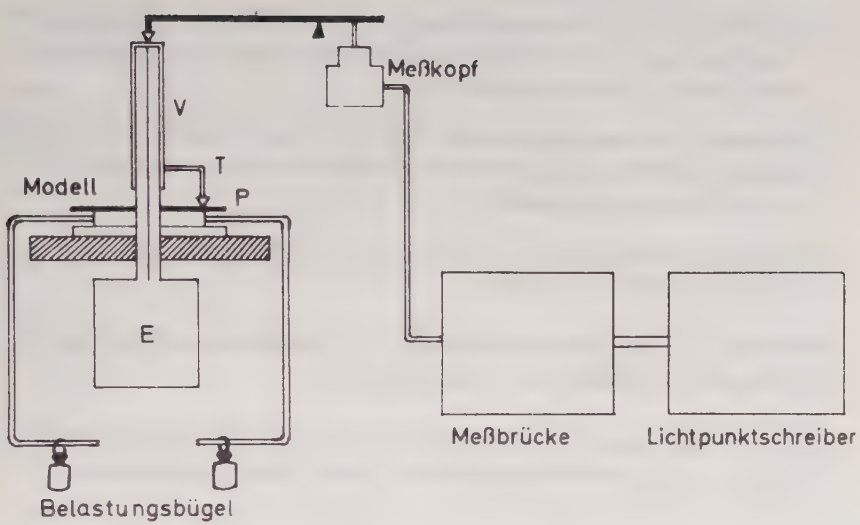

Abb. 8 Schematische Darstellung der Versuchsanordnung

abgetasteten Niveauunterschiede, d.h. die Schrägstellung der Platte auf den induktiven Meßkopf (Mk) (1^+). Die Stromschwankungen werden über eine Wheatstone'sche Meßbrücke auf einen Lichtpunktschreiber (2^+) übertragen und als Photokurven (3^+) aufgezeichnet.

(1^+) Philips PR 9310/01
(2^+) Hartmann Braun RL+I, Papiergeschwindigkeit 10 mm/sek
(3^+) Agfa L Registrierpapier

Meßvorgang:
Gemessen wurde jedesmal der Prüfkörper mit eingesetzten Halteelementen nach folgendem Schema:

a) Nullkurve mit zur besseren Ruhelage in den mittleren Belastungspunkten (Punkt 2) eingehängten Belastungsbügeln ohne Gewichte. Das Eigengewicht der Bügel betrug 125 Gramm.

b) Beidseitige Belastungskurven mit beiderseits eingehängten, beschwerten Bügeln von 625 Gramm. Gemessen wurde im vorderen, mittleren und im hinteren Belastungspunkt.

c) Einseitige Belastungskurven mit nur links eingehängtem, insgesamt 625 Gramm schwerem Bügel.

Jede Messung wurde dreimal wiederholt. Die Registrierkurven sind in den Abbildungen im Maßstab 2 : 1 wiedergegeben.

Die Abbildung 9 zeigt ein räumliches Papiermodell, bei dem der Meßstreifen zu einem Halbkreis geformt ist. Durch die Photokurve ist eine

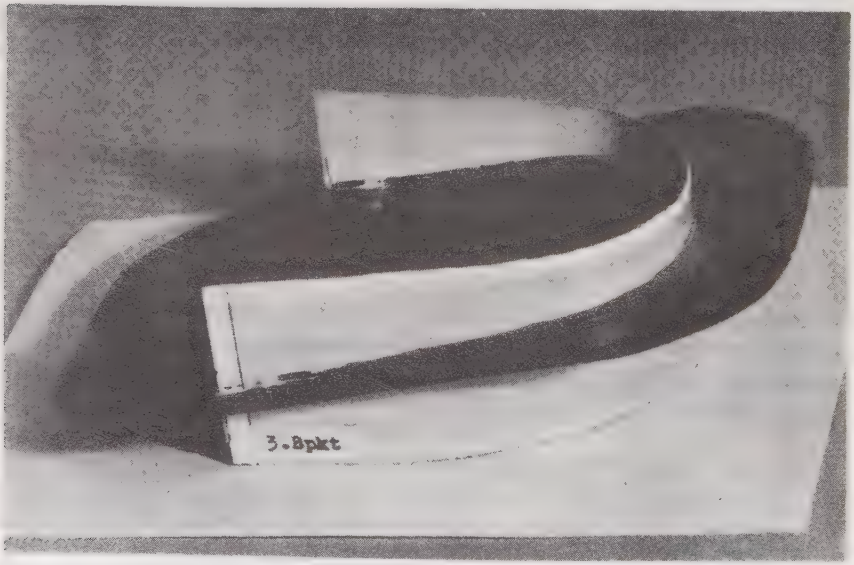

Abb. 9 Räumliches Papiermodell eines Registrierstreifens

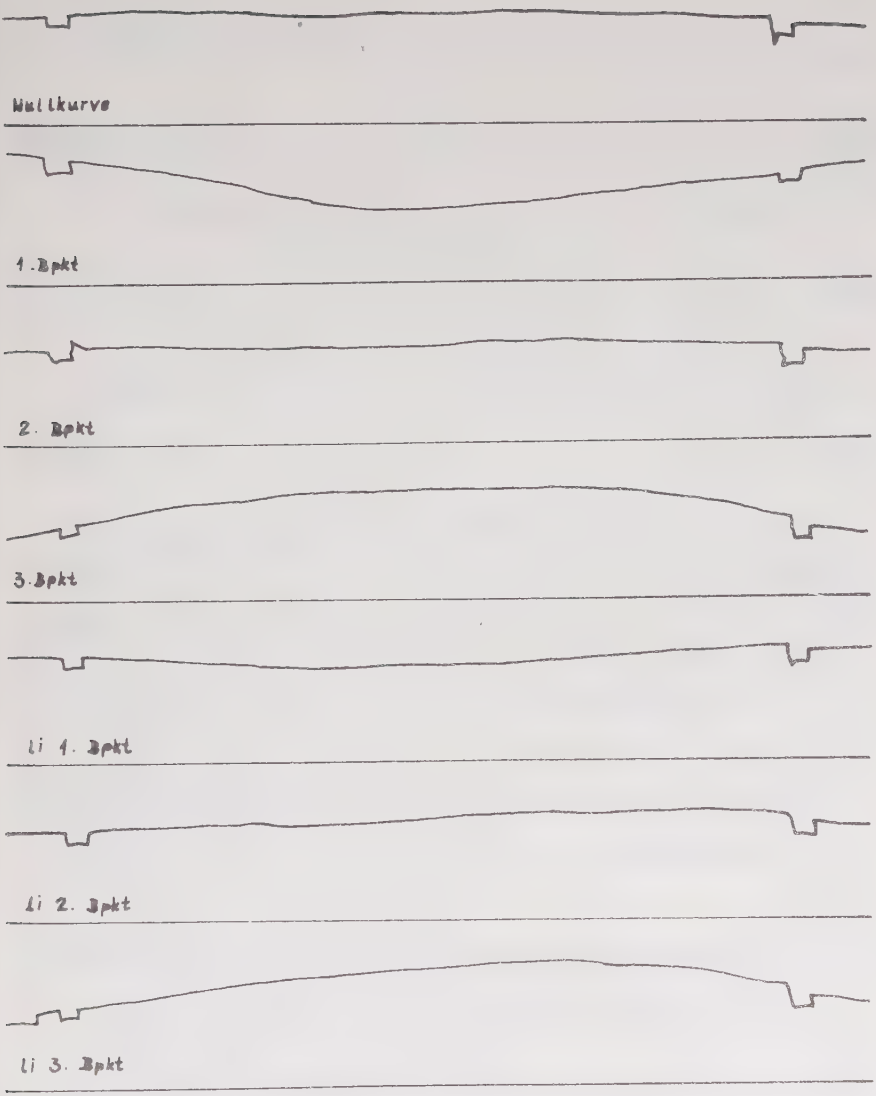

Abb. 10 Registrierkurven der Prothese ohne Haltelemente

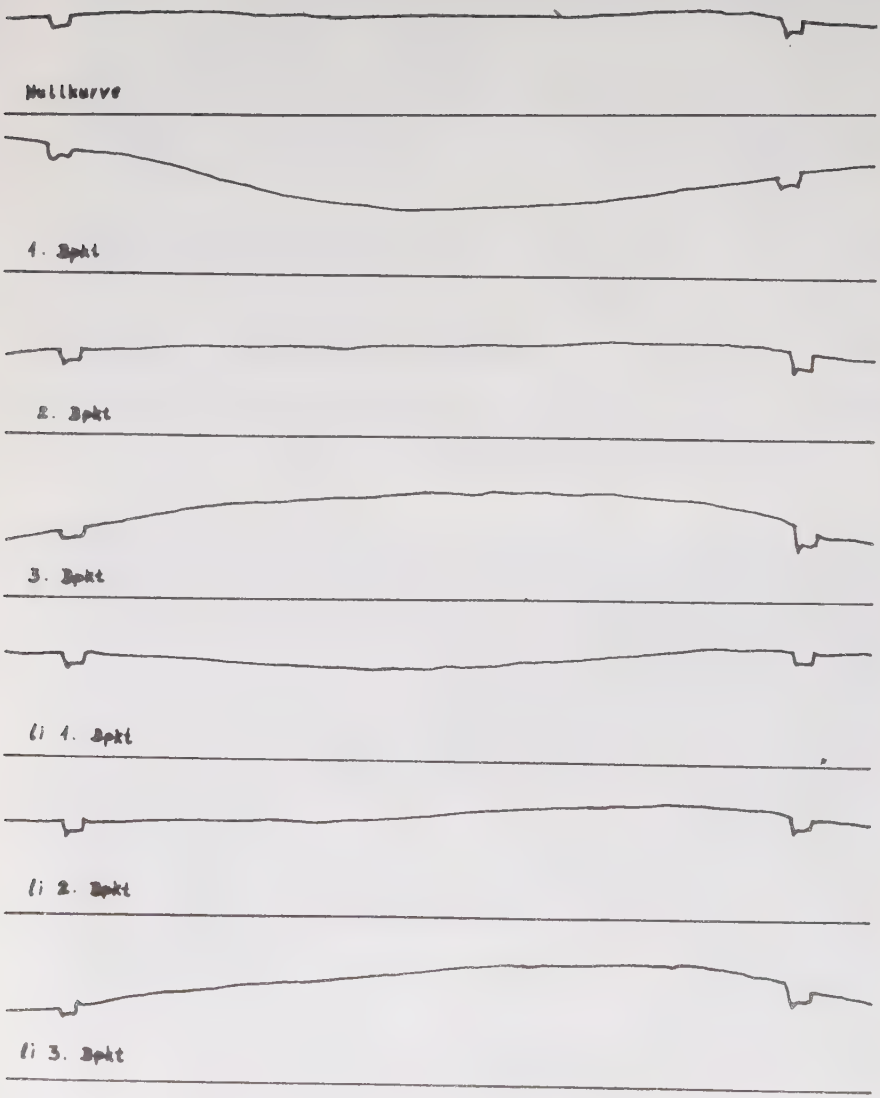

Abb. 11 Registrierkurven der Prothese mit einarmigen Klammern um $\overline{4/4}$

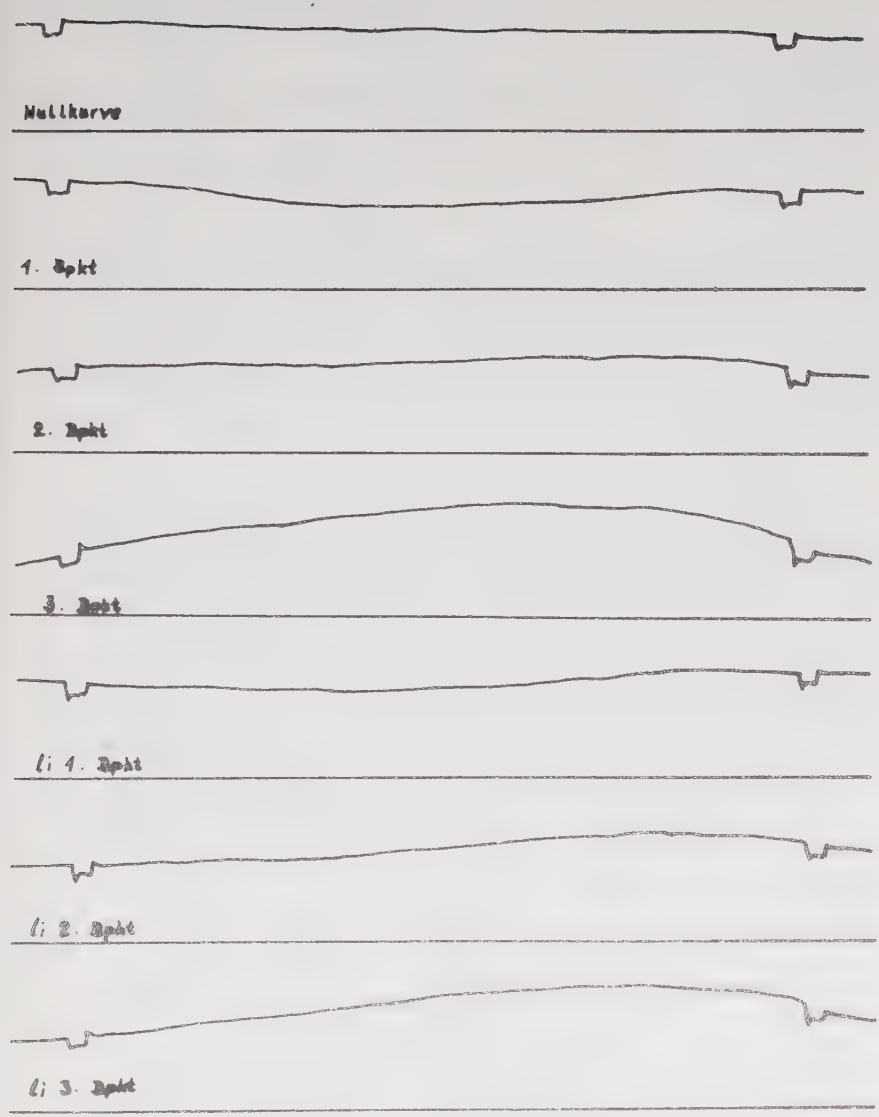

Abb. 12 Registrierkurven der Prothese mit E-Klammern um $\overline{4/4}$

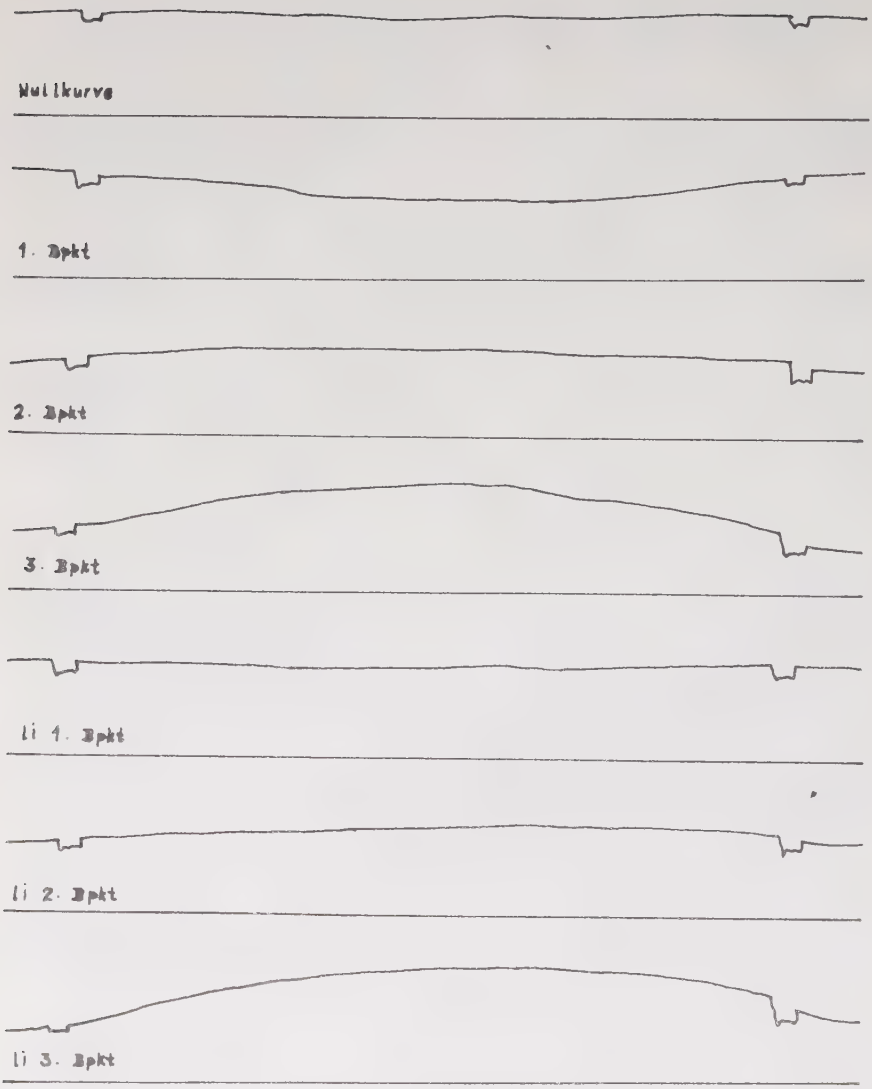

Abb. 13 Registrierkurven der Prothese mit Teleskopkronen auf $\overline{4/4}$ und Lingualbügel

Ebene gelegt. Diese entspricht, von der Verstärkung abgesehen, der unter Belastung eingetretenen Schrägstellung der Plexiglasplatte. Steigt die Platte nach einer Seite an, so steigt die Registrierkurve proportional an. Anfang und Ende der Meßstrecke sind durch Zacken angezeigt, die durch seichte Rillen in die Platte (Abb. 7, R) hervorgerufen sind.

Beschreibung der verwendeten Halteelemente und der mit ihnen erzielten Versuchsergebnisse

Nicht abgestützte Prothesen:

1) Prothese ohne Halteelemente
   Die Abb. 10 zeigt, daß bei Belastung im mittleren Belastungspunkt ein paralleles Absinken zur Nullkurve erfolgt, im mesialen Belastungspunkt ein umgekehrt proportionales Absinken zum distalen Belastungspunkt. Bei einseitiger Belastung tritt die zu erwartende Schrägstellung ein.

2) Prothese mit einarmigen Klammern um $\overline{4/4}$ aus federhartem Cr-Ni Stahl von 0,9 mm Durchmesser (Abb. 11). Die Prothese mit einarmigen Klammern weist bei einseitiger Belastung keine geringere Schrägstellung auf gegenüber Versuch 1), dies steht im Gegensatz zu den theoretischen Überlegungen von Kantorowicz. Bei beidseitiger distaler Belastung tritt im Vergleich zu Versuch 1) kein deutlicher Unterschied auf.

Sattelnah abgestützte Prothesen:

3) Prothese mit E-Klammern um $\overline{4/4}$ aus einem federharten Cr-Ni-Scheu-Klammerkreuz (Abb. 7, 12).

4) Prothese mit Teleskopkronen auf $\overline{4/4}$ aus Palliag und Lingualbügel (Abb. 13, 14).

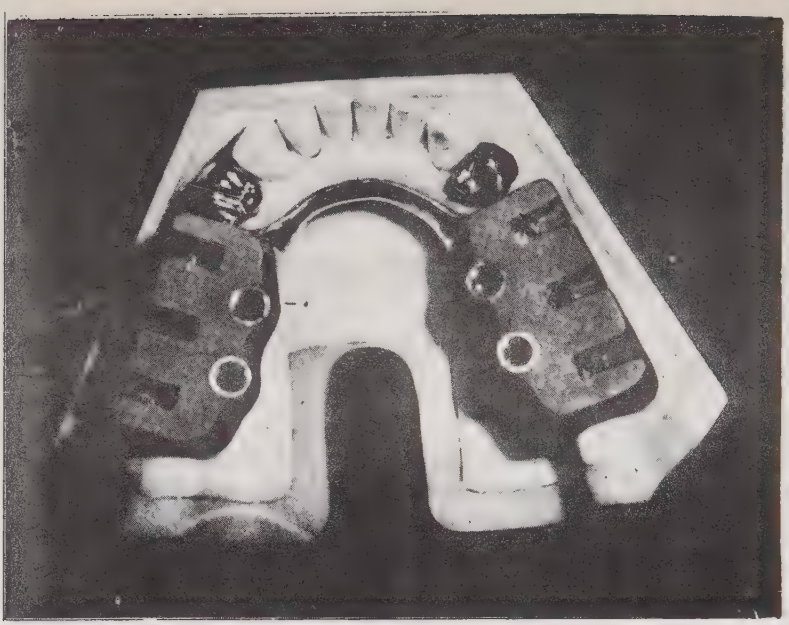

Abb. 14 Versuchsprothese mit Teleskopkronen auf $\overline{4/4}$ und Lingualbügel

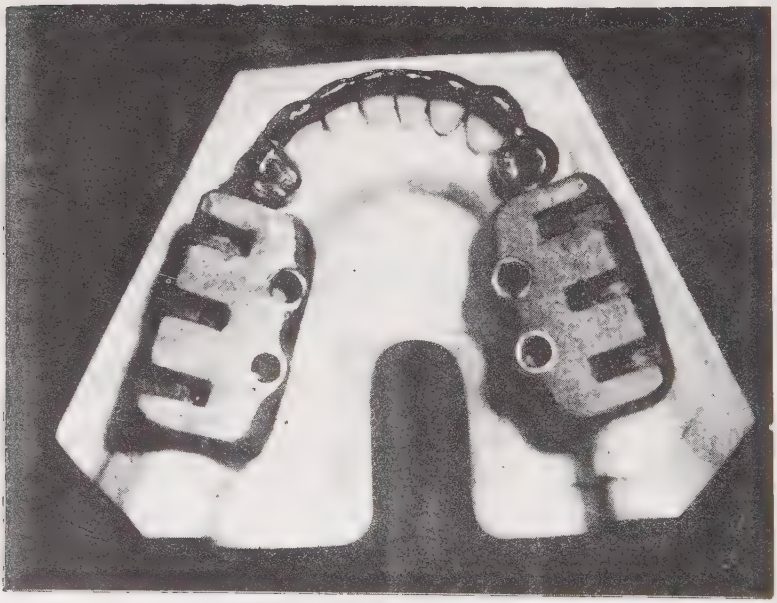

Abb. 15 Versuchsprothese mit Spreng'scher Kappenschiene und Teleskopkronen auf $\overline{4/4}$

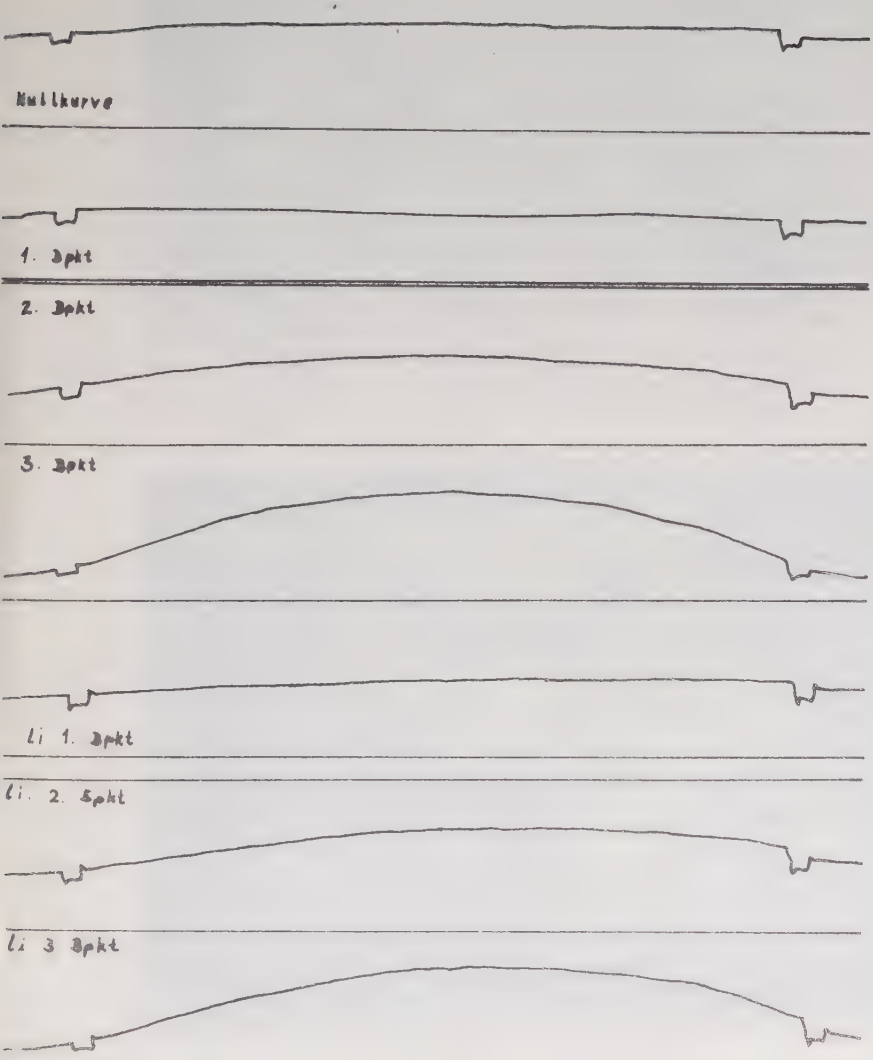

Abb. 16 Registrierkurven der Prothese mit Spreng'scher Schiene

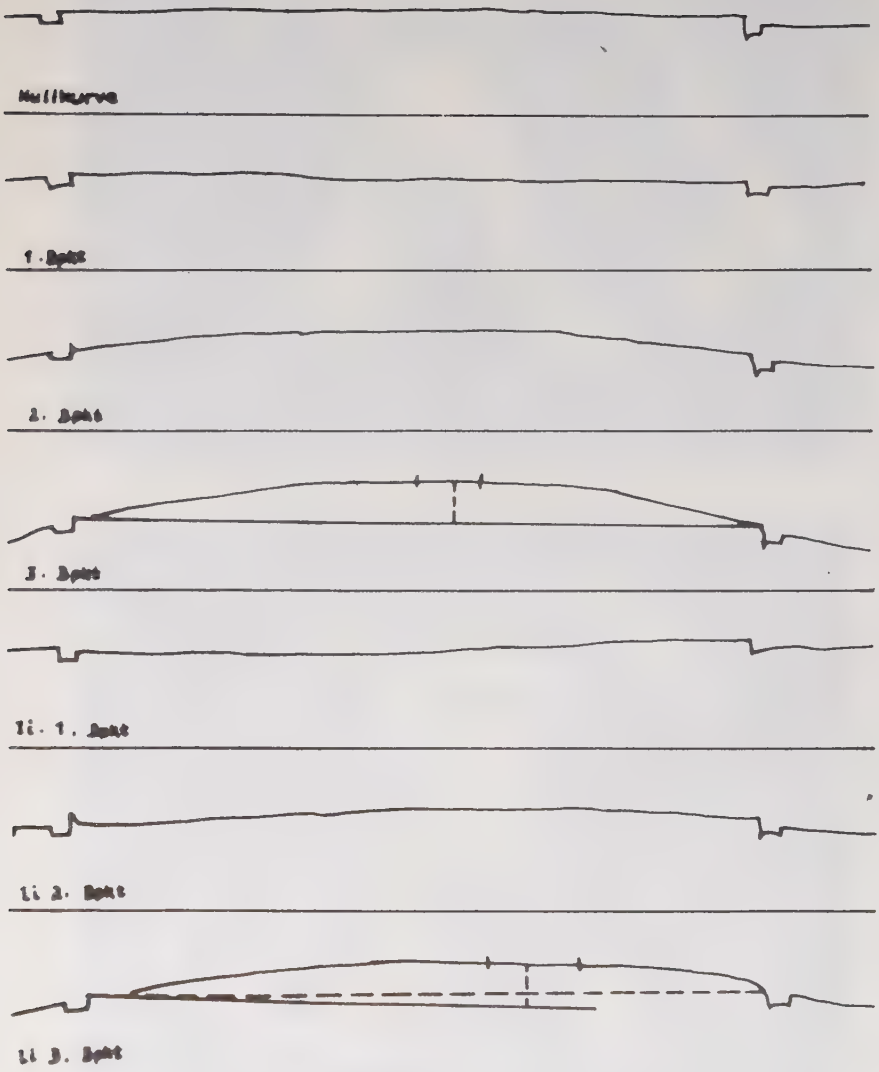

Abb. 17 Registrierkurven der Prothese mit New-Chayes-T-Geschieben

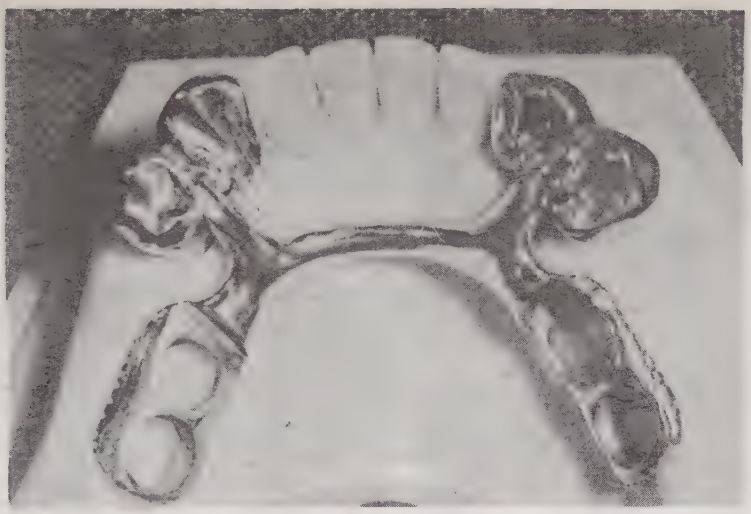

Abb. 18 Versuchsprothese mit New-Chayes-T-Geschieben verankert an verlöteten Gußkronen auf $\overline{43/34}$ und Sublingualbügel aus Palliag

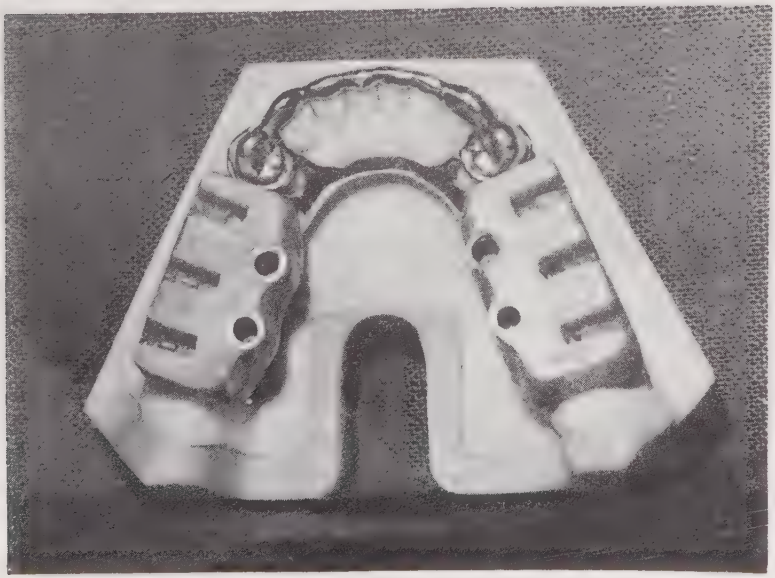

Abb. 19 Versuchsprothese mit van Thiel'scher Kappenschiene mit Abstützungen auf $\overline{4321 / 1234}$ und Sublingualbügel aus Remanit G

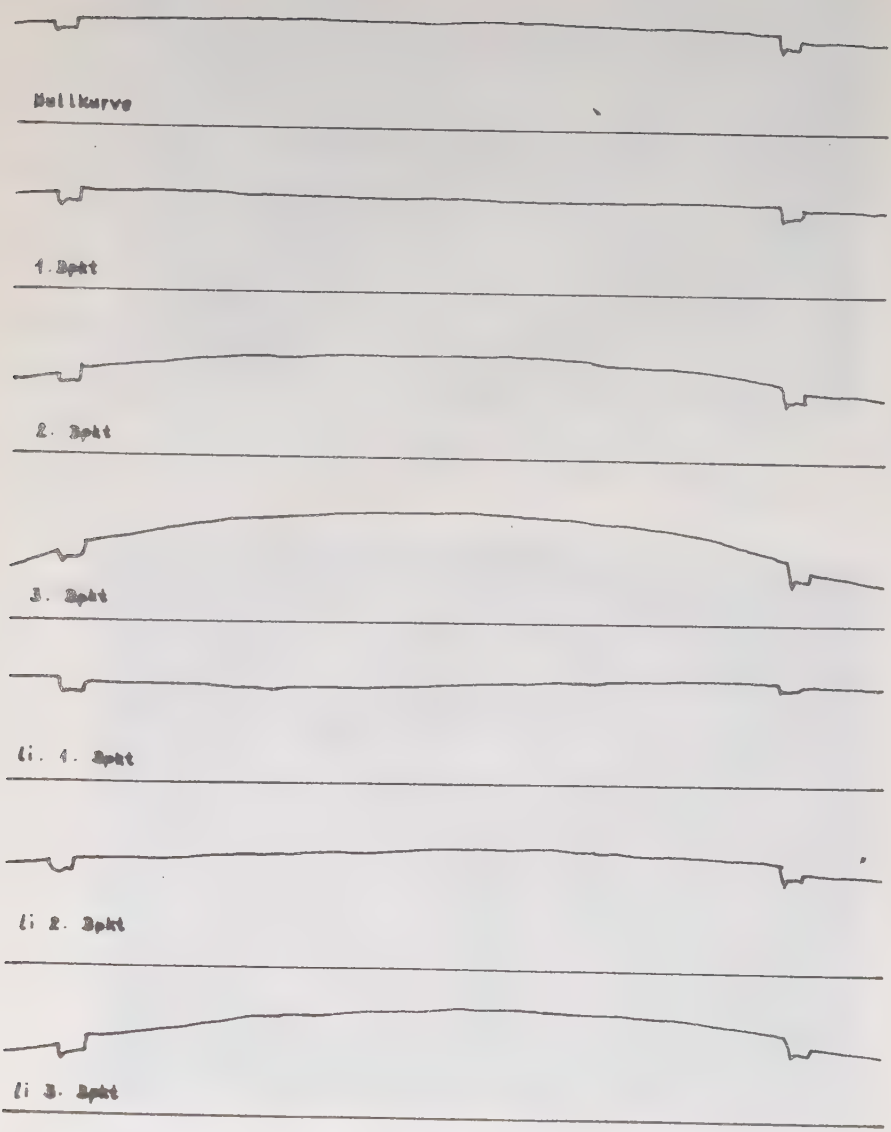

Abb. 20 Registrierkurven der Prothese mit van Thiel'scher Kappenschiene mit Abstützung auf $\frac{4321}{1234}$

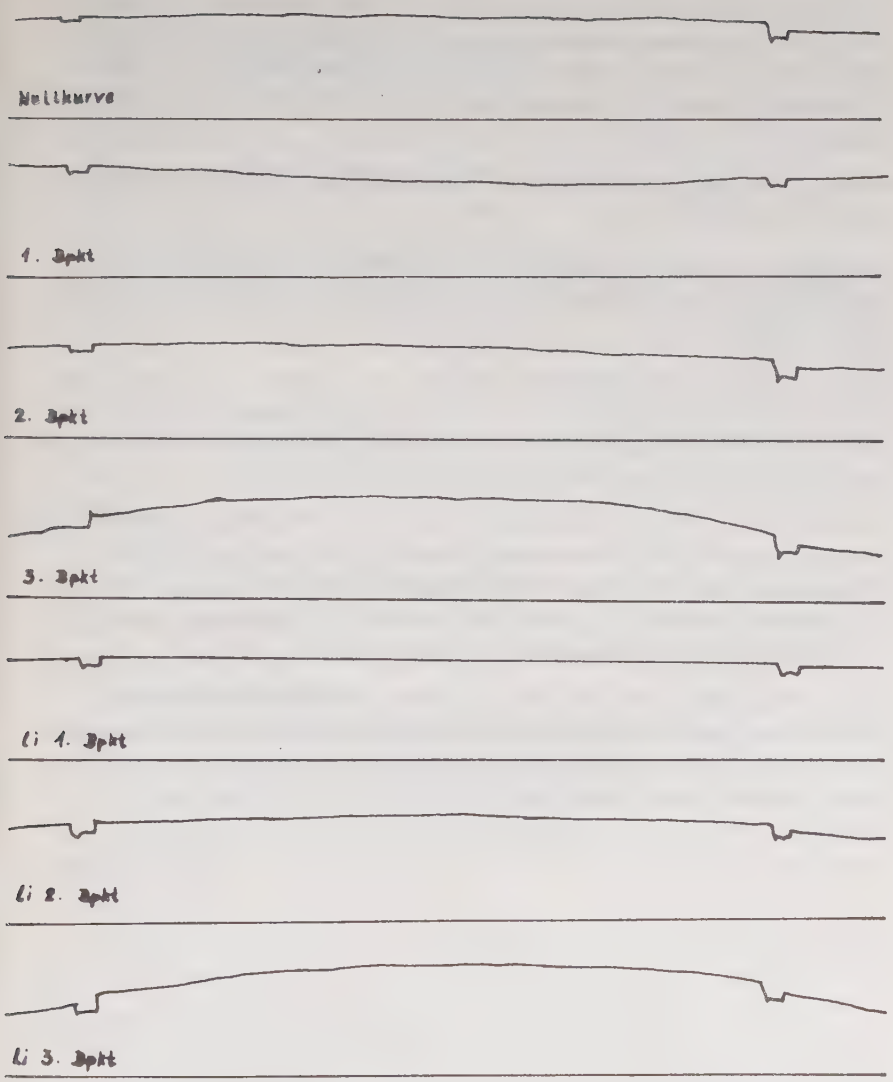

Abb. 21 Registrierkurven der Prothese mit Kappen auf $\overline{43/34}$

Die Prothesen 3) und 4) weisen gleichartige Ergebnisse auf:
Bei mesialer Belastung ein geringfügiges Absinken, gegenüber der ersten Gruppe aber ein besseres Ergebnis. Bei distaler Belastung tritt eine stärkere Kippung als bei der reinschleimhautgetragenen Prothese auf. Die E-Klammern ergaben bei ein- und beidseitiger Belastung unregelmäßigere Kurven.

5) Prothese mit Spreng'scher Schiene (Kappenschiene mit Teleskopkronen auf $\overline{4/4}$) (Abb. 15, 16).

   Der Prüfkörper ergab im mesialen Belastungspunkt kein Absinken und im mittleren und distalen Belastungspunkt ein stärkeres Kippen als die Prothesen 3) und 4).

Sattelfern abgestützte Prothesen

6) Prothese mit New-Chayses-T-Geschieben verankert an verlöteten Gußkronen auf $\overline{43/34}$ und Sublingualbügel aus Palliag (Abb. 17, 18).

7) Prothese mit van Thiel'scher Kappenschiene mit Abstützungen auf $\overline{4321/1234}$ und Sublingualbügel aus Remanit G (linguale Klammerarme um $\overline{4\ /\ 4}$ mitgegossen, buccale Arme aus federhartem Cr-Ni Stahl von 0,9 mm Durchmesser) (Abb.19, 20). Das Gerüst wurde für die weiteren Versuche jeweils um zwei Käppchen reduziert (Prothesen 8), 9), 10)).

   Die Prothesen 6), 7), 8), 9) (Abb. 21) wiesen sowohl bei beidseitiger als auch bei einseitiger Belastung die besten Ergebnisse in allen Belastungspunkten auf. Prüfkörper 10), eine bis auf die Prämolarenkappen reduzierte Schiene erbrachte die gleichen Ergebnisse wie die Prothese 4).

Diskussion

Kritische Stellungnahme zu den Versuchen

Unterschiedliche Verbindungs- und Verankerungsmittel lassen sich im Mund nur schwer testen, da es kaum durchführbar ist, dem gleichen Patienten Ankerkronen mehrmals aufzuzementieren und wieder abzunehmen. Es ist weiterhin schwierig, die gleichen Versuchsbedingungen für alle Elemente zu realisieren.

Die Verhältnisse im Mund lassen sich nicht voll auf ein Phantommodell übertragen, da der Zustand der Pfeilerzähne wie Lockerungsgrad, Kronen- und Wurzellänge etc. nicht berücksichtigt werden kann. An Hand von Phantomversuchen kann man aber doch vergleichende Betrachtungen über die Wirkung der einzelnen Elemente anstellen, wie dies Wustrow bereits 1926 tat. Es ist zwar nicht die Größe der im Versuch gemessenen Werte übertragbar, wohl aber die Auswirkungen der einzelnen Elemente auf die Kinematik der Prothese.

Zu berücksichtigen ist, daß diese Versuche nur dem Funktionszustand der Prothese unmittelbar nach dem Eingliedern entsprechen. Die während einer längeren Tragzeit durch Abnützung, Einlagerung, Lockerung der Pfeilerzähne etc. hervorgerufenen Veränderungen können durch diese Phantomversuche nicht erfaßt werden.

Die Versuchsbedingungen wurden weitmöglichst den Verhältnissen im Mund angenähert. Die Resilienz der Schleimhaut konnte durch Silicongummi imitiert werden, desgleichen die Zahnbeweglichkeit. Es wurde immer der gleiche Prothesenkörper verwendet, damit die Auflagefläche und der Umfang der Prothese für alle Messungen konstant blieben, entsprechend der Forderung von E. Körber.

Auf einen Nachteil der verwendeten Registriereinrichtung sei noch verwiesen. Schwankungen des Netzstromes sowie Erwärmung der Apparatur bei längerem Arbeiten wirkte sich auf die Photokurven mit aus, weshalb nur abends und kurzzeitig mit diesen Geräten gearbeitet werden konnte.

Es erwies sich als schwierig, mit verschiedenen, ausgewechselten Verankerungselementen jeweils wieder den gleichen Sitz der Prothese zu erreichen, um gleiche Nullkurven und damit direkt vergleichbare Ergebnisse zu erzielen. Geringfügige Veränderungen der Prothesenposition durch die jeweiligen Verankerungselemente sind kaum vermeidbar.

Auswertung der Ergebnisse

In den beschriebenen Versuchen wies die Prothese ohne Halteelemente ein den theoretischen Überlegungen und Berechnungen von Kantorowicz entsprechendes Verhalten auf. Bei Belastung im mesialen Drittel des Sattels zeigte sich das von Conod, Strack und Voss beschriebene Belastungstal zwischen Restgebiß und Prothese. Die distale Randeinsenkung einer im letzten Drittel belasteten Prothese konnte durch vollwirksame Zugklammern nicht gemindert werden. Ein Belastungsausgleich bei einseitiger Belastung auf die Balanceseite der Prothese, wie er ebenfalls auf Grund der Überlegungen von Kantorowicz auftreten müßte, fand nicht statt. Dieses Ergebnis deckt sich mit den experimentellen Untersuchungen am Patienten von E. Körber über den Belastungsausgleich von beidseitigen Freiendprothesen.

Die Prothese mit sattelferner Lagerung auf zwei Pfeilerzähnen je Seite erbrachte im mittleren und distalen Belastungspunkt bessere, im mesialen Belastungspunkt gleichwertige Ergebnisse gegenüber den sattelnah abgestützten Prothesen. Zwei Pfeilerzähne je Seite ergaben im mesialen Belastungspunkt eine geringere Kippung als die alleinige Abstützung auf $\overline{4/4}$. Dies entspricht den Ergebnissen einer Nachuntersuchung von Riedel sowie theoretischen Überlegungen von Heintz.

Eine durchgehende Schienung der Unterkieferfront stellt im Vergleich zu der Abstützung auf $\overline{43/34}$ keine weitere Verbesserung im Hinblick auf die Lagerung dar, ist aber im Sinne der Parodontaltherapie anzuraten. Ein deutlicher Einfluß der Bügelstärke wie ihn Windecker, Kuck und Eichner dargestellt haben, konnte bei den Modellversuchen nicht nachgewiesen werden. Die Belastung der Prüfkörper war für eine Durchbiegung der Bügel in den gewählten Stärken zu gering.

Teleskopkronen oder Geschiebe wiesen in den Versuchen gleichmäßigere Kurven auf als Klammern. Dieser Befund stimmt mit den Untersuchungen von Schreiber und Gasser überein.

Die Ergebnisse, wie sie in der vorstehenden Auswertung beschrieben wurden, entsprechen weitgehend den Resultaten aus Belastungsversuchen von Freiendprothesen am Patienten von van Thiel, Kuck, E. Körber und Windecker sowie den praktisch klinischen Erfahrungen.

Zusammenfassung

Nach Besprechung der einschlägigen Literatur wurden Versuche am Phantommodell über den Einfluß verschiedener Verbindungsmittel zum Restgebiß auf das Absinken unterer bilateraler Freiendprothesen beschrieben. Es ergab sich, daß die distale Randeinsenkung einer ein- oder beidseitig belasteten Prothese durch vollwirksame Zugklammern nicht gemindert wird. Sattelfern gelagerte Prothesen erbrachten bei Belastung des Sattels im mittleren oder hinteren Drittel bessere Werte, das heißt eine geringere Kippung als sattelnah abgestützte Prüfkörper. Die Abstützung auf zwei Pfeilerzähnen je Seite ergab bei mesialer Belastung ein geringeres Absinken als bei alleiniger Abstützung auf einem Prämolaren je Seite. Eine durchgehende Schienung der Unterkieferfront stellt keine Verbesserung der Lagerung dar gegenüber einer Abstützung auf zwei Pfeilerzähnen je Seite.
Teleskopkronen und Präzisionsgeschiebe ergaben im Vergleich zu Klammern einen gleichmäßigeren Kurvenverlauf. Ein deutlicher Einfluß der Bügelstärken konnte nicht festgestellt werden.

Für die Überlassung des Themas sowie für die freundlichen Anregungen zu meiner Arbeit möchte ich Herrn Professor Dr. H. van Thiel meinen ergebensten Dank aussprechen.

Ebenso danke ich Herrn Dr. W. Klötzer für seine Unterstützung beim Aufbau und der Durchführung meiner Versuche.

Literaturverzeichnis

1) Belger — z. n. Kantorowicz
Zur Statik der partiellen Prothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 4 (1949) 3/4

2) Bonyhard — Resilienz, Resorption und Prothesengestaltung
Z. Stomat. (1938) 1

3) Conod, H. B. — Biomechanik der partiellen Prothese
Zahn-, Mund- und Kieferheilk. in Vortr. (1951) 3

4) Conrad, K. — Belastungsversuche an Phantommodellen von bilateralen, unteren Freiendprothesen
Med. Diss. München 1963

5) Eichner, K. — Die Messung von Klammerkräften bei der partiellen Prothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 8 (1953) 13

6) Eichner, K. — Messung von Werkstoffen für abgestützte Teilprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 19 (1964) 7

7) Eichner, K. — Messung von Befestigungsklammern aus verschiedenen Materialien
Dtsch. zahnärztl. Z. 9 (1954) 22

8) Eichner, K. — Handatlas der zahnärztlichen Prothetik
Hundert Fälle aus der Praxis
Carl Hanser Verlag, München 1962

9) Egli, A. R. — Die Eigenbeweglichkeit der Zähne in Beziehung zur dentalgestützten Prothese
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 69 (1959) 11

10) Egli, A. R. — Prinzipien der Stabilisierung des parodontal erkrankten Gebisses, festsitzende oder abnehmbare Schienen
Dtsch. zahnärztl. Z. 21 (1966) 1

11) Elbrecht, A. — Die Problematik der partiellen Prothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 4 (1949) 3/4

12) Elbrecht, H. J. — Die federnde Abstützung der partiellen Prothese
Dtsch. Stomat. 8 (1958) 649

13) Eschler, J. — Funktionelle Orthopädie des Kausystems
Carl Hanser Verlag, München 1952

14) Fischer, K. — Die Problematik der Verbindung zwischen Restgebiß und Freiendsattel
Dtsch. zahnärztl. Z. 16 (1961) 7

15) Fischer, R. — Die Scharnierprothese
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 55 (1945) 10

16) Fröhlich, E. — Das Verhalten des Kieferknochens unter dem Einfluß der schleimhautgetragenen Plattenprothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 5 (1950) 22

17) Fröhlich, E. — Untersuchung und Beurteilung des Lückengebisses für prothetische Maßnahmen
Dtsch. zahnärztl. Z. 14 (1959) 24

18) Gasser, F. — Über Teleskopkronen im allgemeinen und solchen in Verbindung mit der Schienungsklammer nach Spreng
Zahnmed. im Bild 1 (1960) 6

19) Gottlieb — z.n. Kantorowicz
Statik der partiellen Prothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 4 (1949) 3/4

20) Häupl, K. — Über Gewebsveränderungen und die ihnen zugrunde liegenden Vorgänge, welche von partiellen Prothesen am Kieferkamm, Zahn und Stützgewebe veranlaßt werden
Dtsch. Zahn-, Mund- und Kieferheilk. 10 (1943) 6

21) Heintz, U. — Die Konstruktion der Freiendprothese an einer Wende ?
Zahnärztl. Welt 59 (1958) 7

22) Hromatka, A.
Thirring, W. — Über die Statik federnd abgestützter Freiendsättel
Dtsch. zahnärztl. Z. 7 (1952) 4

23) Hupfauf, L.
Hupfauf, T. — Ergebnisse der Nachuntersuchung bei Patienten mit abgestützten Teilprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 19 (1964) 4

24) Jung, F. — Veränderungen des Prothesenlagers unter der Teilprothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 13 (1959) 1

25) Kantorowicz, A. — Statik der partiellen Prothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 4, (1949) 3/4

26) Klötzer, W. — Spannungsoptische Festigkeitsuntersuchungen
Dtsch. zahnärztl. Z. 19 (1964) 4

27) Körber, E. — Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit
Dtsch. Zahnärztebl. 16 (1962) 19

28) Körber, E. — Untersuchungen über das Kauzentrum und den Belastungsausgleich bei Prothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 16 (1961) 3

29) Körber, E. — Untersuchungen über die Beziehungen von Kaukraft zur Schleimhautresilienz unter Prothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 9 (1954) 6

30) Körber, K.H.
Körber, E. — Biegeschwingungen menschlicher Zähne
Dtsch. Zahnärztebl. 16 (1962) 13

31) Koller, Chr. — Freiendprothesen, die der Tragfähigkeit der Pfeilerzähne und der Nachgiebigkeit des Weichgewebes durch Ringfedern angepaßt sind
Zahnärztl. Welt 60 (1959) 5

32) Kuck, M. — Physiologische Orientierung bei der prothetischen Sanierung der verkürzten Zahnreihe im Unterkiefer
Dtsch. zahnärztl. Z. 19 (1964) 1

33) Löffler, F. — Statistische Erhebung über die Häufigkeit der verschiedenen Prothesenformen in der zahnärztlichen Sozialpraxis
Med. Diss. München 1962

34) Marxkors, R. — Statische und physiologische Überlegungen über die Auswirkung von Kräften, die an der Zahnkrone angreifen
Dtsch. zahnärztl. Z. 17 (1962) 19

35) Mühlemann, H.R. — Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 61 (1951) 1

36) Pauwels
z.n. Rohen, J.
Zur Anatomie des Prothesenträgers
Dtsch. zahnärztl. Z. 13 (1958) 20

37) Pellkofer
z.n. van Thiel, H.
Die Verbindung des herausnehmbaren Teilersatzes mit dem Restgebiß unter besonderer Berücksichtigung einfacher Konstruktionsmerkmale
Zahnärztl. Rdsch. 62 (1953) 13

38) Pfeiffer
Untersuchungen über die Resilienz der durch die Prothesen beanspruchten Gewebe und ihre Bedeutung für die Okklusion der Prothesen
z.n. Conrad, K.
Med. Diss. München 1963

39) Preißecker, O.
Die Kippmeidung, einmal anders gesehen
Dtsch. zahnärztl. Z. 14 (1959) 19

40) Preißecker, O.
Zur Konstruktion der partiellen Prothese
Öst. Z. Stomat. (1953) 1

41) Rateitschak, K.H.
Die abnehmbare Gebißschiene mit einer neuen Klammerform
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 67 (1957) 12

42) Rehm, H.
Körber, E.
Körber, H.
Biophysikalischer Beitrag zur Problematik starr abgestützter Freiendprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 17 (1962) 13

43) Rehm, H.
Die Wiederherstellung der Funktion beim Lückengebiß unter besonderer Berücksichtigung der starren Abstützung der partiellen Prothesen
Öst. Z. Stomat. 58 (1961) 11/12

44) Rehberg, H.J.
Federn und Federmaterial in der Prothetik
Dtsch. zahnärztl. Z. 7 (1952) 21

45) Reichenbach, E.
Kirchner, L.
Ein weiterer Beitrag zur partiellen Prothese in der Sozialpraxis
Dtsch. zahnärztl. Z. 7 (1952) 9

46) Reichenbach, E.
Vergleichende Therapie des unteren Lückengebisses mit Endlücken
Zahnärztl. Rdsch. 62 (1953) 22

47) Riedel, H. Über Nachuntersuchungen bei Trägern von Teleskopprothesen
Zahnärztl. Welt 63 (1962) 3

48) Rohen, J. Zur Anatomie des Prothesenträgers
Dtsch. zahnärztl. Z. 13 (1958) 20

49) Rotzler, J. z.n. Egli
Prinzipien der Stabilisierung des parodontal erkrankten Gebisses, festsitzende oder abnehmbare Schienen
Dtsch. zahnärztl. Z. 21 (1966) 1

50) Roxlau, F. Statistische Erhebungen und Nachuntersuchungen von herausnehmbarem Zahnersatz, insbesondere in Fällen von völliger Zahnlosigkeit im Oberkiefer und anteriorem Restgebiß im Unterkiefer
Med. Diss. Köln 1952

51) Singer, F. Das Druckbrecherprinzip bei unteren Freiendprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 13 (1958) 14

52) Singer, F. Verbesserungen von Geschiebekonstruktionen
Zahnärztl. Rdsch. 74 (1965) 2

53) Singer, F. Das Präzisionsgeschiebe im Rahmen der vollkommen oralen Rehabilitation
Dtsch. Zahnärztebl. 14 (1960) 17

54) Singer, F. Die Atrophie des Kieferknochens unter Prothesensätteln
Öst. Z. Stomat. 58 (1961) 11/12

55) Singer, H. Die halbstarre Freiendprothese
Zahnärztl. Prax. (1959) 3

56) Spreng, M. Über partielle Prothesen, die den Restzähnen aufgestützt werden
Dtsch. zahnärztl. Z. 11 (1956) 22

57) Spreng, M. Die Schienungsklammer
Dtsch. Zahnärztebl. 14 (1960) 17

58) Suvin, M.
Dobrenic, M. Das experimentelle Problem der sattelfernen Lagerung bei unteren Freiendprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 16 (1961) 8

59) Schreiber, S. Vergleichende Untersuchungen über die (Belastbarkeit) Leistung von abgestützten und schleimhautgetragenen Prothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 12 (1957) 20

60) Schreiber, S. Die Verankerung von Teilprothesen durch Teleskopkronen
Dtsch. zahnärztl. Z. 14 (1959) 14

61) Schreiber, S. Dynamik der Zunge und der Lippenmuskulatur
Dtsch. zahnärztl. Z. 19 (1964) 4

62) Schreiber, S. Klinische Untersuchungen und Messungen über die Belastbarkeit einseitiger Freiendprothesen
Dtsch. Zahnärztebl. 14 (1960) 1/5

63) Stimmelmayr, H. Vergleichende spannungsoptische Untersuchungen verschiedener Stegarten, Untersuchungen des Einflusses der Stegart auf das Absinken steggestützter, doppelendiger Freiendprothesen und Feststellung der Durchbiegung eines Steges unter Kaudruck
Med. Diss. München 1965

64) Strack, R. Konstruktionsmöglichkeiten der Freiendprothese
Zahnärztl. Rdsch. 73 (1964) 9

65) Strack, R. Über die Problematik der Versorgung des Lückengebisses
Dtsch. zahnärztl. Z. 7 (1952) 17/18
8 (1953) 11/12/13

66) Thielemann, K. Die Bedeutung des oralen Klammerarms
Dtsch. zahnärztl. Z. 7 (1952) 9

67) van Thiel, H. Die Verbindung des herausnehmbaren Teilersatzes mit dem Restgebiß unter besonderer Berücksichtigung einfacher Konstruktionselemente
Zahnärztl. Rdsch. 62 (1953) 13

68) van Thiel, H. Über starr gelagerte Teilprothesen
Zahnärztl. Rdsch. 65 (1956) 16

69) van Thiel, H. Abstützung und Befestigung der abnehmbaren Prothese am Restgebiß
Dtsch. zahnärztl. Z. 9 (1954) 20

70) van Thiel, H.
Die doppelseitige Freiendprothese für den Unterkiefer bei zahnlosem Oberkiefer
Dtsch. zahnärztl. Z. 8 (1953) 13 K

71) Triepe
Häupl
z. n. Rehm, H., Körber, E. und Körber, K.H.
Biophysikalischer Beitrag zur Problematik starr abgestützter Freiendprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 17 (1962) 13

72) Uhlig, H.
Über die Kaukraft
Dtsch. zahnärztl. Z. 8 (1953) 1

73) Voss, R.
Kritische Stellungnahme zum Problem der durch Kappenschienen abgestützten herausnehmbaren Teilprothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 12 (1957) 2

74) Wild, W.
Über die planmäßige prothetische Behandlung des Lückengebisses
Dtsch. zahnärztl. Z. 4 (1949) 3/4

75) Windecker, D.
Prothetische Parodontaltherapie und Prophylaxe
Zahnärztl. Welt 61 (1960) 10

76) Windecker, D.
Messung des durchschnittlichen Kaukraftaufnahmevermögens von Prothesen mittels einer eigenstabilen Kaukraftmeßdose
Dtsch. zahnärztl. Z. 19 (1964) 9

77) Windecker, D.
Vergleichende Untersuchungen über das Kaukraftaufnahmevermögen von Teilprothesen und die dabei an der Prothesenbasis wirksam werdenden Kaukraftkomponenten
Dtsch. zahnärztl. Z. 20 (1965) 4

78) Wustrow, P.
Verankerung der Plattenprothesen
Misch, J., Fortschr. Zahnheilk., (1926)
2. Bd. I und (1927) 3. Bd. I

79) Wüst
z. n. Egli
Prinzipien der Stabilisierung des parodontal erkrankten Gebisses, festsitzende oder abnehmbare Schienen
Dtsch. zahnärztl. Z. 21 (1966) 1

Lebenslauf

Am 23. September 1942 wurde ich, Erwin Hellmut Schindler in Jägerndorf (CSR) als Sohn des Zahnarztes Dr. med. Erwin Schindler und seiner Ehefrau Herta, geb. Wörfel, geboren.

Nach der Aussiedlung im Jahr 1946 besuchte ich von 1948 bis 1951 die Knabenvolksschule in Aichach/Obb. Anschließend trat ich in die Oberrealschule Schrobenhausen ein und erhielt im Juni 1961 das Reifezeugnis.
Vom Wintersemester 1961/62 an studierte ich Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München und legte dort im Frühjahr 1964 die zahnärztliche Vorprüfung ab. Nach weiteren 5 Semestern an dieser Universität bestand ich im November 1966 die zahnärztliche Prüfung.
Seit Dezember 1966 bin ich als Verwalter einer wissenschaftlichen Planstelle in der chirurgischen Abteilung der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde München tätig.